

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
des Klinikums
der Justus Liebig-Universität Gießen

Indikationsuntersuchungen über
chemo-physikalische Hafthilfen
in der Zahnheilkunde

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin
des Bereiches Humanmedizin
der Justus Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von
Erhun Alkut
aus Ankara

Gießen 1974



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
des Klinikums
der Justus Liebig-Universität Gießen

Indikationsuntersuchungen über
chemo-physikalische Hafthilfen
in der Zahnheilkunde

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin
des Bereiches Humanmedizin
der Justus Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von
Erhun Alkut
aus Ankara

Gießen 1974

Dekan: Prof. Dr. D. Ringleb

Referent: Prof. Dr. E. Pfütz

Korreferent: Prof. Dr. H. Pantke



G L I E D E R U N G

1. EINFÜHRUNG

2. ALLGEMEINER TEIL

- 2.1. Die anatomische Form des Oberkiefers
- 2.2. Physikalische Voraussetzungen
- 2.3. Die Abformmethoden
- 2.4. Zusätzliche Hilfsmittel zur Befestigung
der Prothese
- 2.5. Anforderungen an ein "ideales" Haftmittel
- 2.6. Grundstoffe
- 2.7. Wirkungsmechanismus
- 2.8. Indikationen und Kontraindikationen

3. EXPERIMENTELLER TEIL

Allgemeine Untersuchungen zur Haftfähigkeit

- 3.1. Bisher beschriebene Meßmethoden
- 3.2. Eigene Untersuchungs- und Meßmethodik in vitro
- 3.3. Feststellung der Haftmittelmenge
 - 1. Haftpulver
 - 2. Haftcremes
- 3.4. Feststellung der günstigsten Haftmittelplatzierung

4. KLINISCHER TEIL

- 4.1. Eigene Messungen über die Prothesenhaftfähigkeit
im Munde. (Haftmittelplatzierung)
- 4.2. Durchführung der Meßserien

- 4.3. Bestimmung des Fließvermögens
- 4.4. Feststellung der Haftintensität bei nicht mehr funktionstüchtigen Prothesen
- 4.5. Kontrolle der intraoralen Wirkungsdauer der Adhäsionsmittel
5. DISKUSSION DER ERGEBNISSE UND ZUSAMMENFASSUNG
6. LITERATURVERZEICHNIS

1. EINFÜHRUNG

Im Jahre 1971 wurden von PFUTZ (15) im Verlauf einer Untersuchungsreihe 512 totale Oberkiefer- und Unterkieferprothesen überprüft.

210 Patienten waren mit Oberkieferprothesen versorgt, davon trugen 152 Patienten totale Oberkiefer- und Unterkieferprothesen.

Überprüft wurde der Prothesenhalt in Abhängigkeit von unterstützenden Maßnahmen, wie sie die Hohllegung der Raphe, unterschiedliche Radierungssysteme, Haftpulver bzw. Haftcremes und Sauger darstellen sollen. Bei den Untersuchungen zeigte sich eine starke Diskrepanz zwischen den subjektiven Angaben des Patienten und den objektiven Prüfungsergebnissen. Einführend sollten deshalb die von PFÜTZ gefundenen Resultate an den Anfang dieser Arbeit gestellt werden. Sie sind die Grundlagen für meine weiteren Untersuchungen und Forschungen.

Ich zitiere weiterhin wörtlich:

Von der Gesamtzahl der 361 totalen Oberkieferprothesen waren 221 in Funktion und Paßform einwandfrei. Die restlichen 140 Prothesen zeigten eine zu leichte Ablösbarkeit bei Belastung, zum Teil schon bei der Lautbildung. Da in dieser Gruppe nur bei 12 Patienten ungünstige Kieferverhältnisse vorlagen, müßte der Grund für die mangelhafte Funktionsfähigkeit der Prothesen an anderer Stelle zu suchen sein.

Einen Rückschluss auf die häufigsten Fehlerquellen lassen meines Erachtens die folgenden weiteren Auswertungen zu:

Bei den 140 nichtpassenden totalen Oberkieferprothesen zeigten nur 12 die richtige dorsale Begrenzung, 114 waren zu kurz und 14 zu lang. Von diesen 140 Patienten mit objektiv nicht funktionstüchtigen totalen Oberkieferprothesen gaben aber 77 Patienten an, mit dem Sitz der Prothese zufrieden zu sein. Allerdings benutzten davon 47 Patienten Hilfsmittel. 33 gebrauchten Haftpulver, 10 hielten die Prothese mit einem Gummisauger in situ und 4 Prothesenträger fristeten ihr Leben sogar mit Gummisauger und Haftpulver.

Insgesamt konnte ich feststellen, daß etwa 20 % aller Patienten Haftmittel der verschiedenen im Handel befindlichen Formen benutzten und insgesamt 14 Prothesen mit einem Gummisauger versehen waren.

Weiterhin konnte ich beobachten, daß von den gesamten 361 Prothesen etwa die Hälfte mit unterschiedlichen Radierungen gestaltet und ebenfalls bei etwa der Hälfte der Prothesen die Raphe hohlgelegt war. Bei etwa $\frac{2}{3}$ aller Oberkieferprothesen war dorsal eine Abschlussleiste angebracht, jedoch nur in verschwindend kleiner Anzahl in Form eines exakten "Post Damming". Meistens waren es ziemlich willkürliche Radierungen, oft sogar scharfe Grate, die nach der Einlagerung ins Gewebe wegen der daraus resultierenden Druckstellen teilweise wieder abgeschliffen worden waren.

Unter der Voraussetzung, daß eine funktionelle Abformung vorgenommen wurde, scheint die häufigste Ursache für eine zu leichte Ablösbarkeit der Prothese die falsche dorsale Begrenzung zu sein, vor allem

die zu kurze Basisgestaltung. Es zeigte sich außerdem, daß Radierungen, dorsale Abschlußleisten oder "Post Damming" in den überprüften Fällen die zu kurze Prothesenbasis nicht positiv beeinflussen oder gar kompensieren konnten. Ungünstige Kieferverhältnisse wirken sich zwar erschwerend aus, sind aber selten.

Dem gegenüber stellen Nonokklusion oder falsch gewählte Kieferrelationen vermeidbare funktionsbehindernde Fakten dar.

Wie eingangs erwähnt, wurde sehr oft die mangelhafte Funktion der eingegliederten Prothesen mit "Haftmitteln korrigiert".

Allein in der Bundesrepublik Deutschland gibt es 15 Millionen Prothesenträger, von denen nach groben Schätzungen BRAUN (2) ungefähr 7 Millionen (12 %) der Gesamtbevölkerung eine totale Prothese im Oberkiefer und Unterkiefer tragen. Für den Halt und die Saugfähigkeit der totalen Oberkieferprothesen sind mehrere Faktoren verantwortlich, die in der folgenden Arbeit abgehandelt werden sollen. Durch die Anwendung moderner Abformmethoden und Abformmaterialien, sowie durch präprothetische chirurgische Maßnahmen, kann bei fast jedem Patienten ein zufriedenstellender Sitz des totalen Zahnersatzes erreicht werden. Dennoch gibt es immer wieder Fälle, in denen die Verwendung sogenannter Adhäsionsmittel als letzter Ausweg vom Zahnarzt empfohlen wird.

Viele Patienten greifen von sich aus zu Haftmitteln, um den Sitz ihres nicht mehr funktionstüchtigen Zahnersatzes zu verbessern oder die Schwierigkeiten der Eingewöhnungszeit zu vermindern. Dies zeigt,

daß bei vielen Patienten ein Bedürfnis nach solchen Präparaten vorhanden ist und sie aus unverständlichen Gründen den Weg zum Zahnarzt scheuen. Durch diese Tatsachen darauf hingewiesen, stellten wir uns folgende Fragen:

1. Welche Menge von Adhäsionsmittel werden benötigt?
2. Wie lange ist die orale Wirkungszeit?
3. Welche Plazierung erbringt die optimalsten Ergebnisse?
4. Tritt eine Verbesserung der Haftfähigkeit bei funktionseingeschränkten Prothesen auf?
5. Wenn ja, ist ihre Anwendung ohne zahnärztliche Anweisung zu akzeptieren?
6. Steigern Haftmittel auch die Halteintensität gut passender Prothesen?

2. ALLGEMEINER TEIL

2.1. Die anatomische Form des Oberkiefers.

Wie jeder praktizierende Zahnarzt weiß, gibt es trotz gleichbleibender Mühewaltung unterschiedliche Erfolgsergebnisse bei der Anfertigung von totalen Prothesen. Wie schon RUSSOW unter der Leitung von H. SCHRODER feststellte, sind diese Differenzen in der Haftfähigkeit teilweise auf die anatomischen Verhältnisse der Kiefer zurückzuführen. Auf Grund der Sichtung eines größeren Materials von zahnlosen Oberkiefern konnte RUSSOW drei Oberkiefertypen herausstellen, die bei der Prothesenherstellung unterschiedliche Schwierigkeitsgrade erwarten lassen.

Typ 1 ist dadurch gekennzeichnet, daß die knöchernen Alveolarfortsätze gut erhalten sind und auch der Torus palatinus deutlich ausgeprägt ist. Zwischen den Alveolarfortsätzen liegt das unveränderliche knöcherne Gaumendach. Beiderseits sind in solchen Fällen auch meist die Tuberositas maxillaris erhalten und gut ausgebildet. Die Muskelansätze und Schleimhautfalten setzen im allgemeinen hoch an. Der Knochen wird gleichmäßig von einer straff anliegenden Schleimhaut bedeckt. Ein derartiger Zustand des zahnlosen Oberkiefers ist für die Herstellung einer funktionstüchtigen Prothese günstig zu beurteilen (Abb. 1).

Typ 2:

Bei diesem Typ bestehen breite, flache Kieferkämme, die eine tragfähige Basis darstellen. Dennoch fehlen eine Reihe von Möglichkeiten für die Retention

der Prothese, die bei Typ 1 vorhanden waren. Die Muskelansätze und Schleimhautfalten setzen wesentlich tiefer an. Günstig ist immer noch beim Typ 2 das Vorhandensein eines breiten Prothesenlagers, das die Ausnutzung der Adhäsionskraft ermöglicht. Der Typ 2 ist in seiner Gesamtform konstanter als Typ 1 (Abb. 2).

Typ 3:

Die Alveolarfortsätze sind nahezu völlig verlorengegangen. Gaumen, Kieferkämme und Fornix vestibuli liegen fast auf gleicher Höhe. Die Schleimhautfalten und Muskelansätze setzen sich von Wange und Lippe aus direkt auf die Umgebung des harten Gaumens fort. Es müssen neben der Funktionsabformung auch noch andere Hilfsmittel zur Befestigung der oberen Prothese herangezogen werden.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß für den künstlichen Zahnersatz ohne Zweifel bei Typ 3 die ungünstigsten Vorbedingungen vorliegen. (Abb. 3)

2.2. Physikalische Voraussetzungen

Nicht nur die anatomische Gestaltung des Oberkiefers, wie wir sie zuvor geschildert haben, ist für den Prothesensitz ausschlaggebend, sondern auch die physikalischen Bedingungen sind für die Saugwirkung von größter Wichtigkeit. Zu diesen physikalischen Bedingungen zählen wir die Adhäsion, Kohäsion, Kapillarkraft bzw. Oberflächenspannung, den Luftdruck und die Viskosität des Speichels.

Adhäsion

Unter Adhäsion versteht man die molekulare Anziehungskraft zwischen Molekülen verschiedener Körper:

In der zahnärztlichen Prothetik hieße das, daß der Abstand zwischen Mundschleimhaut und Prothesenbasis mindestens $0,07 \mu$ betragen müßte, damit sich eine Anziehungskraft der Moleküle auswirken könnte. Da diese Bedingung aber in der Praxis kaum erfüllt werden kann, sollte man die Adhäsionswirkung nur in Zusammenhang mit der Kohäsionswirkung betrachten.

Kohäsion

Unter Kohäsion versteht man die Kraft, mit deren Hilfe die Teile ein und desselben Körpers aneinanderhaften.

WILD und KUCK sind der Meinung, daß die Kohäsions- und Adhäsionswirkung in Anwesenheit geeigneten Speichels zwischen Schleimhaut und Prothese zu einer Haftverbesserung führen.

Kapillarkraft bzw. Oberflächenspannung

Speichel im Spalt zwischen Prothese und Schleimhaut läßt die sogenannte Kapillarkraft, bzw. Oberflächenspannung wirksam werden. Dies um so mehr, je kleiner der Spalt und je größer die anliegende Fläche der Prothese ist, worauf REHBERG aufmerksam gemacht hat. Die Kapillarkraft macht sich nach REHBERG (16) vor allem im Bereich des Randspaltes bemerkbar und trägt wesentlich zu einer gesteigerten Ventilwirkung bei. Die Abdichtung ist um so wirksamer, je zäher die Konsistenz der Speichelfüllung ist.

Luftdruck

Der Luftdruck wird definiert als der Druck, den die uns umgebende atmosphärische Luft auf 1 qcm Fläche ausübt. Die Luftdruckwirkung als Stabilisierungselement einer totalen Oberkieferprothese ist folgendermaßen zu verstehen: Aus dem Spalt

zwischen Prothesenbasis und Schleimhaut wird durch das Andrücken der Prothese die eingeschlossene Luft weitgehend ausgepreßt. Bei Nachlassen des Druckes verteilt sich die Restluft in den wiederentstehenden, durch den Ventilrand abgedichteten Hohlraum. Es besteht nun gegenüber der Luft in der Mundhöhle, die dem atmosphärischen Druck der Außenluft entspricht, ein Unterdruck zwischen der Prothesenbasis und dem Prothesenlager. Dieser Druckunterschied hält die Oberkieferprothese in situ. Ist die Ventilwirkung durch einen wirksamen Funktionsrand gesichert, so wird der beschriebene Zustand mittels der vertikal wirkenden Komponente der Kaubewegungen immer wieder erneuert.

Speichel

Für das Zustandekommen der Haftwirkung bei Oberkieferprothesen ist auch die Menge und die Beschaffenheit des Speichels von ausschlaggebender Bedeutung. Günstige Voraussetzungen bildet ein reichlicher und visköser Speichel. Bei Vorhandensein von nur wenig oder dünnflüssigem Speichel kann es unter Umständen sehr schwierig sein, einen genügenden Halt für eine Totalprothese zu gewinnen. Vor allem dann, wenn auch die übrigen Retentionsmöglichkeiten gering sind.

2.3. Die Abformmethoden

Zur Abformung zahnloser Ober- und Unterkiefer sind eine große Anzahl von Methoden angegeben worden, die sich zum Teil wesentlich voneinander unterscheiden, teilweise aber auch Modifikationen, bzw. Kombinationen der einzelnen

Methoden und Materialien darstellen. Das Abformen zahnloser Kiefer stellt den Beginn der eigentlichen Herstellungstätigkeit für eine Prothese dar.

Man unterscheidet heute in der Prothetik den anatomischen Abdruck und den Funktionsabdruck.

Anatomische Abformung

Der anatomische Abdruck (der Ruhe-, Situations-, Moment- und Abklatschabdruck) ist dadurch gekennzeichnet, daß die Oberfläche des zahnlosen Kiefers und die angrenzenden Weichteile bei geöffnetem Mund im Zustand der Ruhe abgeformt werden. Der Nachteil dieser Abformung besteht jedoch in einer Verpressung und Lageveränderung der passiv und aktiv beweglichen Schleimhautbezirke durch die Konsistenz der Abformmaterialien, wie auch durch die typgeformten Löffelränder. Angezeigt ist er als vorbereitende Maßnahme für sämtliche Funktionsabformmethoden und für die Gewinnung eines Übersichtsmodelles.

Funktionsabformung

Zu der zweiten Gruppe von Abdruckverfahren gehören die differenten Arten der Funktionsabformmethoden. Bei dem Funktionsabdruck wird nicht nur die Form des zahnlosen Kiefers berücksichtigt, sondern es werden auch die an die Kieferkämme angrenzenden beweglichen Weichteile, soweit sie mit der Prothese in Beziehung treten, bzw. für ihren Halt von Bedeutung sind, während der Funktion abgeformt. Dabei wird auch die Ausdehnung des Prothesenrandes festgelegt, der im Bereich

der Grenzschleimhaut liegen soll.

Bei den Funktionsabformverfahren kann man verschiedene Systeme unterscheiden. Ein näheres Eingehen auf diese unterschiedlichen Arten liegt nicht im Sinne dieser Arbeit und wird daher nicht abgehandelt.

2.4. Zusätzliche Hilfsmittel zur Befestigung der Prothese

An erster Stelle müssen hier die Haftpulver und Adhäsionscremes genannt werden.

Bedingt anwendbar sind die Adhäsionshilfen bei äußerst ungünstigen Mund- und Kieferverhältnissen und bei Patienten, die korrektive praeprothetische Maßnahmen ablehnen, bzw. bei Fällen, die chirurgische Eingriffe nicht ratsam erscheinen lassen.

Auch bei der Eingliederung von Sofortprothesen, wo infolge rasch verlaufender Umbauvorgänge mit einem baldigen Verlust der Paßgenauigkeit zu rechnen ist, stellen sie eine willkommene Hilfe dar. Ebenso ist die temporäre Anwendung bei anormalen Kieferverhältnissen, wie sie z.B. Spaltbildungen, Mikrognathie oder Makrogenie darstellen, indiziert. Auch bei ausgedehnten Narbenbildungen nach chirurgischen Maßnahmen sowie in der Eingewöhnungsphase von Obturatoren ist die Indikation vertretbar. Unter gewissenhafter zahnärztlicher Kontrolle sind sie durchaus geeignet, den Halt von Vollprothesen in den angeführten Sonderfällen gefahrlos sicherzustellen.

Nicht vertretbar sind Haftpulver, wenn sie bei überalteten oder primär nicht funktionstüchtigen Ober- und Unterkieferprothesen zur Korrektur herangezogen werden.

Saugvorrichtungen verschiedener "Systeme" und sogenannte Gebißfedern alter und neuer Prägung sollten eigentlich nur noch von historischem Interesse sein.

2.5. Anforderungen an ein "ideales" Haftmittel

GERMANN (6) sagt dazu folgendes:

"Wie wir sehen, ist die Funktion eines Haftmittels nicht die, die Prothese in dem Mund festzukleben, vielmehr sollte es sich um ein hydrophiles kolloidales Material handeln, welches einen sehr dünnen, nachgiebigen Film zwischen die Prothese und die Mundmukosa legt, der alle Aushöhlungen ausfüllt und so die Kaukräfte eben über die ganze Oberfläche verteilt. Dieser Film sollte dünn genug und beweglich sein, so daß er weder den Biß noch die Artikulation der Zähne verändert."

Die Eigenschaften, die man von einem Haftmittel erwartet:

1. Physiologische Faktoren:

- a. Es darf nicht toxisch sein und keine allergischen Reaktionen an der Mundschleimhaut auslösen.
- b. Es muss für den Verdauungstrakt reizlos sein.
- c. Es darf das Prothesenmaterial nicht angreifen.
- d. Es sollte widerstandsfähig gegenüber der Auflösung durch Bakterien und Enzymen sein.
- e. Es soll die Fähigkeit haben, die Rutrifikation von Speichel, Zelltrümmern und Speiseresten unter der Prothese zu verhindern.
- f. Es soll das Wachstum der pathogenen Bakterienstämme unter Schonung der saprophyteren Flora hemmen.

Physikalische Faktoren:

- a. Die Partikel sollen, wenn sie mit Speichel oder Wasser angefeuchtet werden, schwach quellen, sich zu einem Gel zusammenballen und sich später wieder selbsttätig trennen.
- b. Beim Auftragen soll das Kolloid langsam fließen und die gesamte Prothesenoberfläche gleichmäßig mit einem dünnen Film überziehen, so daß alle Zwischenräume zwischen Mukosa und Prothese ausgefüllt werden.
- c. Das Gel muß kohäsiv statt adhäsiv wirken. Es muß von hoher Gelstärke sein und die Fähigkeit haben, nach einer Ruptur wieder zusammenzufließen.
- d. Das Gel sollte eine große Elastizität besitzen, die es ihm ermöglicht, seine ursprüngliche Form nach einer Distorsion wiederzufinden.
- e. Es sollte eine lange Wirkungszeit haben.

Ästhetische Faktoren:

- a. Es soll vorzugsweise farblos oder hellrosa sein.
- b. Es soll geruch- und geschmacklos sein.
- c. Es soll sich leicht von der Prothese und den Schleimhäuten entfernen lassen.
- d. Seine Anwendung sollte einfach und wirtschaftlich sein.

2.6. Grundstoffe

Die für die Haftpulver verwendeten und bekannten Grundstoffe sind Alginat, Tragant und Karaya-Gummi. Zum besseren Verständnis des Wirkungsmechanismus des Haftpulvers rekapituliere ich überblicksmäßig die Eigenschaften der genannten Rohstoffe.

Alginat:

Vorkommen:

Alginat kommen in den Meeralgen vom Typ der Laminarien vor. Von diesen Meeresalgen gibt es etwa 300 verschiedene Arten. Sie bilden an der Westküste Nord-Amerikas ausgedehnte Tangfelder. Durch Spezialschiffe wird der Tang mit einem horizontalen Messerblatt in einer Meerestiefe von etwa 1,5 m abgeschnitten und geerntet. An der englischen Küste hat man mit Radar große untermeerische Tangwälder festgestellt, die bei Ebbe zum Teil freigelegt werden und pro Quadratmeile über 100 t Algensubstanz enthalten.

Gewinnung:

Man gewinnt durch Behandlung mit Natriumkarbonat (Na_2CO_3) und Eintrocknen im Vakuum ein weißes, tragantähnliches Pulver, das wasserlöslich ist. Die Alginat sind Salze der organischen Alginsäure. Die Alginsäure ist eine farblose, verdauliche, nahrhafte Kolloidmasse von Faserstruktur. Sie hat schwache Säureeigenschaften, die den Pektinen-Gallert-Stoffen in Äpfeln, Kirschen und Johannisbeeren nahesteht und die gleiche Ionenaustauschbereitschaft besitzt. Die Alginsäure ist chemisch als ein Polymer der α -Manuron-säure anzusehen. Ihre Natrium- (Na), Kalium- (K), und Ammonium- (NH) Salze sind wasserlöslich. Ihre Calcium- (Ca), Barium- (Ba) und Bleisalze (Pb) dagegen sind wasserunlöslich.

Verwendung:

Man verwendet Alginsäure und Alginat zur Herstellung von Leimen, Appreturmitteln, Kesselsteinmitteln, Speiseeis, Marmeladen, Fruchtgelees, Blutstillungsmitteln, Kosmetika, Kunstfasern, Wursthüllen (eßbar), chirurgischen Nähfäden (verdaulich, ungiftig), Bäckereihilfsstoffen, Spezialmargarine, Majonaisen, Stabilisatoren beim Tiefkühlverfahren (Fisch, Fleisch, Geflügel). Früchte werden mit Alginsäure übergossen und so vor Oxydation geschützt. Pudding, Kakao, Schokolade-Milchgetränke, Fertigsuppen, Suppenwürfel u.s.w. liegen im gleichen Anwendungsbereich. In der Zahnheilkunde finden die Alginat als Abformmaterial und bei der Zusammenstellung von Haftpulvern Verwendung.

Quellenangabe: ROMPP (17) WEIKARD (25)

Traganth: (Tragacanth, Gummitracantha)

Vorkommen:

In Kleinasien, Persien, Griechenland und Südamerika.

Gewinnung:

Es werden wildwachsende, strauchartige Astragalus-Arten (Astragalus verus, A. cretius, A. gummifer, Schmetterlingsblütler) im Sommer an den Stammrinden angeschnitten, worauf ein zähflüssiger Saft ausfließt, der in etwa 3 Tagen erstarrt und in Form von 1-3 mm dicken und mindestens 5 mm breiten milchweißen oder gelblichen blätterartigen, band- oder wurmförmigen Stücken geerntet wird. Die hornartig, harten, schwer zu pulverisierenden Stücke sind geschmack- und geruchfrei; sie quellen beim Übergießen mit der 50fachen Wassermenge allmählich zu einer gallertartigen, leicht getriebenen Masse auf, die beim Erwärmen mit Natronlauge (Wasserbad) gelb wird.

Traganth kommt auch als weißes, feines Pulver in den Handel; er enthält 50-60 % Bassorin (dies ist ein in Wasser quellbarer Pflanzengummi aus der Gruppe der Hemicellulosen) 11-17 % Wasser, 3 % Stärke, 4 % Cellulose, 2,5 - 3,5 % Aschenbestandteile und ein wasserlösliches Pflanzengummi.

Um T-Schleim herzustellen, schüttet man das ganze T-Pulver in eine Flasche, durchfeuchtet es mit Weingeist, gibt rasch die 50 - 100fache Wassermenge dazu und schüttelt kräftig durch, worauf man in wenigen Minuten einen gleichmäßigen, etwas milchigen Schleim erhält.

Verwendung:

Zu Appreturen von Kattun, Seidenwaren und Spitzen, in der Zuckerbäckerei, in der pharmakologischen Industrie, als Bindemittel in Kombination mit Glycerin. Bei der Herstellung von Pillen, Pastillen, Stäbchen, Dragees, als Bindemittel für Sprengkohle, Räucherkerzen, Tuschfarben, Speiseeis, Hautcreme u.s.w.. Traganth wurde schon 300 v. Christus in Heilmitteln benutzt.

Quellenangabe: RÖMPP (18)

Karaya-Gummi:

Vorkommen:

In Indien und Afrika

Gewinnung:

Ausscheidung von indischen und afrikanischen Bäumen der Gattung *sterculia*. Es ist ein feingemahlendes, sauer reagierendes und schwach nach Essig riechendes Pulver.

Verwendung:

Karaya-Gummi wird an Stelle des teureren Traganths in der Textil-, Nahrungs- und Futtermittelindustrie, wie

auch in kosmetischen Präparaten und Abführmitteln verwendet. Hauptbestandteil: Galaktan-Gelose. E. karaya gum, sterculia gum, Indian Tragacanth, kayada gum.

Quellenangabe: RÖMPP (18)

Cellulose:

Cellulose ist eine weiße, in Wasser und in den meisten anderen Lösungsmitteln fast vollkommen unlösliche Substanz, die chemisch zu den Kohlehydraten gehört und somit Verwandtschaftsbeziehungen mit Zucker, Stärke, Pektinen usw. aufweist. Das beste Lösungsmittel für Cellulose ist Kupferoxidammoniak.

Will man Cellulose aus Holz, Kartoffelkraut, Maisstengeln, Schilf, Sonnenblumenstengeln, Stroh usw. gewinnen, so müssen Lignin und die sog. Hemicellulosen durch Einwirkung von Chemikalien aufgelöst werden.

Verwendung:

Cellulose und ihre Umwandlungsprodukte bilden die Grundlage für viele wichtige Industriezweige. Die weitaus größten Cellulosemengen werden von der Papier- Textilindustrie verbraucht; die verbreitesten Gewebe (Baumwolle, Flachs, Hanf, Jute, Kunstseide, Ramie, Zellwolle) bestehen aus mehr oder weniger reiner, natürlicher oder künstlich umgewandelter Cellulose.

Quellenangabe: RÖMPP (18)

Gelatine:

Sehr reiner, vollkommen geruchloser und farbloser oder annähernd farbloser Leim, der in Form von

dünnen, durchsichtigen, glasartig glänzenden Tafeln in den Handel kommt. Erhitzt man die zerkleinerten Tafeln in Wasser in dem Wasserbad (bei direktem Erhitzen würden sie anbrennen), so lösen sie sich unter Quellungerscheinungen bald zu einer mehr oder weniger zarten Flüssigkeit auf, die bei nachheriger Abkühlung in 1%ige Lösung allmählich wieder zu einer Gallerte erstarrt. In Alkohol und Äther ist Gelatine unlöslich; Zusatz von Formaldehyd vermindert die Wasserlöslichkeit.

Man gewinnt Gelatine folgendermaßen:

Entfettete Knochen werden bis zur Erweichung in 8 - 10 %ige Salzsäure gelegt; hierauf extrahiert man das gründlich ausgewaschene, zurückbleibende Ossein in Wasser, dampft die so erhaltene Gelatinelösung ein, gießt sie auf endlose Bänder und läßt sie trocknen.

Verwendung:

In der Küche und Konditorei (Speise-Gelatine), in der Mikroskopie als Einbettungsmittel, zur Herstellung der Schichtseite von Photoplaten und Filmen, zu Flaschenverschlüssen, zur Bereitung von Bakteriennährböden, in der Medizin (innerlich) als einhüllendes Mittel bei Reizzuständen, Magenblutungen, Vergiftungen mit ätzenden Stoffen, als Bestandteil von Tabletten und Gelatine-Kapseln, äußerlich als reizmilderndes Mittel bei Brandwunden, Frostbeulen u.a. Hautschäden, zur Blutstillung (Thrombin), zur Glasur-, Appretur- und Lehrzwecken usw.

Quellenangabe: ROMPP (13)

Neben den angeführten Grundstoffen werden noch von den Herstellern geheimgehaltene Zusatz- und Füllstoffe sowie Geschmackskorrigentien, Antiseptika, mitunter auch Chlorophyll, den Haftpulvern zugesetzt.

Bei den in Pastenform im Handel erhältlichen Haftmitteln sind die Komponenten in eine fett-haltige oder fettfreie Substanz eingebettet.

2.7. Wirkungsmechanismus

Nach den von verschiedenen Autoren durchgeführten Untersuchungen über den Wirkungsmechanismus der Prothesenhaftmittel haben sich die nachstehend aufgeführten Schlußfolgerungen herauskristallisiert, die ich wiedergeben möchte.

Um das Haftproblem zu klären, hat WILD (28) Modellversuche mit plangeschliffenen Glasplatten durchgeführt. Hierbei kam er zu folgenden Ergebnissen:

"Der Halt der Platten aneinander wird gegenüber dem trockenem Zustand durch Zwischenanlagerung von Wasser allein um etwa das Tausendfache gesteigert. Das Wasser verdrängt die Luft und schafft einen luftverdünnten Raum zwischen beiden Flächen. Eine Traganthlösung von ungefähr der Viskosität des Speichels verbessert die Adhäsion der Platten weiter, gegenüber dem Wasser um etwa das Sechsfache".

KUCK (11) hat die Versuche wiederholt und ist dabei zu ganz anderen Erkenntnissen und Schlußfolgerungen gekommen.

JORDT (8) kam in seinen Untersuchungen zu dem Ergebnis, daß die Hauptbedeutung für die Haftfähigkeit auf das Intermedium zu richten sei.

Nach seiner Meinung ist die Klebfähigkeit eines Mittels der entscheidende Faktor für die Problemlösung.

MÜHLHÄUSLER (13) ist auf Grund seiner Versuche zu der Ansicht gelangt, die höhere Haftintensität bei Gebrauch von Traganthpulver entstünde dadurch, daß der ursprüngliche Abstand zwischen Prothese und biologischer Basis durch das aufgestreute Pulver in zwei neugebildete, wesentlich verkleinerte Spalträume, unterteilt wird. Somit werde eine größere Oberflächenspannung erzielt und damit auch eine erhöhte Haftfähigkeit hervorgerufen. Nach etwa einer Viertelstunde hätten sich Speichel und Traganth zu einer klebrigen Masse vereinigt, wodurch ihre Oberflächenspannung wieder auf die des Speichels absinke und der Effekt aufgehoben sei.

DRUM (3) berichtet über die Wirkungsweise der Haftmittel folgendes:

" Wenn man den Rand einer totalen Prothese mit einer Haft- oder Fett-Creme-Schicht überzieht, kann man für kurze Zeit den Saugeffekt erhöhen. Durch die unvermeidlichen Bewegungen der Prothese wird jedoch die Cremeschicht verdrängt und die Abdichtung unwirksam.

Die sogenannten Adhäsionsmittel wirken teils durch die Klebekraft des Stoffes, teils durch Abdichtung. Beide Wirkungen sind jedoch qualitativ und zeitlich begrenzt."

WAGNER (25): Nach seiner Ansicht ist die Klebekraft ausschlaggebend für die Haftwirkung. Er definiert die Klebefähigkeit folgendermaßen:

"Unter Klebrigkeit verstehen wir die Eigenschaften zäher Flüssigkeiten, an festen Gegenständen zu

haften und zugleich einer Gleitbewegung einem mit der Schubkraft wachsenden Widerstand entgegenzusetzen. Sie ist also eine Funktion der Oberflächenspannung und der Viskosität". Die Klebrigkeit ist ausschlaggebend für die Größe der Haftwirkung, die durch die Anwendung der Haftmittel erreicht werden soll.

REITHER (17) berichtet in seiner Veröffentlichung sehr ausführlich über den Wirkungsmechanismus. Um die Verständlichkeit nicht zu beeinträchtigen, soll nachfolgend wörtlich zitiert werden:

"Bei dem hier zu besprechenden Anwendungszweig bilden Traganth, traganthähnliche Stoffe und Alkalialginate als disperse Phase zusammen mit einem Dispersionsmittel, im Mund Speichel und Wasser, ein disperses, auf Grund der Teilchengröße genauer bezeichnet, ein kolloidales System. Nach der üblichen Definition ist das Dispersionsmittel die im Überschuß vorhandene Phase.

Die Grundsubstanzen der Haftpulver sind hydrophyl, das heißt, sie haben ein bestimmtes Wasserbindungs- bzw. Hydratationsvermögen; das Kolloidteilchen kann auf Grund der elektrischen Ladungsverhältnisse den Dipol Wasser an den Grenzflächen anlagern.

Infolge ihrer Oberflächenaktivität können hydrophile Kolloide feste Häutchen an den Phasengrenzflächen bilden (Haptogenmembran). Eine merkwürdige Veränderung, die in kolloiden Systemen bei längerem Stehen auftritt, ist die Synärese. Sie besteht darin, daß hydrophile Kolloide nach geraumer Zeit eine eigenartige Entmischung zeigen, indem sich der größte Teil der dispersen Phase mit einem kleinen Teil des Dispersionsmittels als

Gallerte ansetzt, der größte Teil des Dispersionsmittels aber eine leicht bewegliche Flüssigkeit bildet, die nur noch wenig von der dispersen Phase enthält.

Es wandelt sich also ein Teil der kolloiden Lösung in eine Gallerte um, das heißt, in ein kolloides System, das eine sehr hohe Viskosität hat und deshalb eine gewisse Stabilität der äußeren Form behält. Gallerte können, ebenso wie durch synäretische Entmischung kolloidaler Lösungen, auch durch Quellung von Kolloidteilchen erhalten werden. Die Quellung erfolgt dann oft erst bei einer bestimmten Grenztemperatur. Stärketeilchen nehmen zum Beispiel Wasser erst oberhalb von 57° bis 58° auf und verkleistern.

Bringt man in ein festes Volumen eines Dispersionsmittels ein bestimmtes Volumen einer dispersen Phase, so bleibt die addierte Raummenge beider Teile unabhängig von den Vorgängen im Inneren der kolloiden Lösung gleich.

Hat der Patient die disperse Phase im Überschuß auf die Prothese gebracht, so saugt diese hydrophile Substanz über die Plattenränder das Dispersionsmittel, den Speichel, hinein. Es entsteht eine Volumenzunahme des abdichtenden Mediums in der Randzone der Prothese. Der mit der Volumenzunahme entstehende Druck könnte eine Verbreiterung des Spaltes zwischen Prothese und Schleimhaut bewirken, wodurch ein Unterdruckraum im Zentrum der Platte entstehen müßte. Atmosphärischer Luftdruck und funktionelle Haltekräfte verhindern dies. Die Zähigkeit des homogen

gewordenen Kolloide überwindend, pressen sie sein vermehrtes Volumen aus dem Spaltraum über die Ränder. Dieser Vorgang dauert so lange an, wie Haftpulver unter der Prothese Speichel zu adsorbieren vermag.

UHLIG (24) sagt zu diesem Thema:

"In Form von Pulverzusätzen soll sie die Viskosität des Speichels erhöhen, als fertige Cremes oder Pasten das Sputum überhaupt ersetzen. Indem sie also entweder die Kohäsionskräfte im dünnflüssigen Speichel verstärkt, oder ihre eigene zähe Klebrigkeit (hohe Viskosität) direkt in das Unternehmen einbringt, läßt sie die andere Molekularenergie die unter Vermittlung viskös gemachten Speichels oder klebrigen Haftpaste zwischen den Oberflächenmolekülen der Schleimhaut und der Platte wirksame Adhäsionskraft- erst richtig zur Geltung kommen".

2.8. Indikationen und Kontraindikationen

Wie eingangs erwähnt, sollte die Anwendung von Adhäsionshilfen nicht wahllos, sondern nur nach strenger Indikationsstellung erfolgen.

Im folgenden sollen einige Beispiele für die Indikation bzw. Kontraindikation, von Haftmitteln näher beschrieben werden.

a. Indikationen

Beim Prothesenneuling

JUNG (9) schreibt hierzu:

"Es macht normalerweise keine Schwierigkeiten, eine Totalprothese im Oberkiefer so fest zu verankern, daß sie sich beim Sprechen und Kauen nicht von ihrer Unterlage löst. Je größer aber anfänglich der Prothesenhalt ist, um so rascher verkleinert er sich, da er, abgesehen von Kiefern

mit ausgezeichneter Retentionsform, meist doch nur durch Kompression der Randzone des Kiefertegumentes so gesteigert werden kann, daß der Patient mit der noch ungewohnten Prothese fertig wird. Dieses rasche Nachlassen der Haftintensität hat seine Ursache darin, daß der Alveolarfortsatz in der Gegend der stärker komprimierten Randzone durch den Dauerdruck resorbiert wird. Es wird aber dadurch ausgeglichen, daß zusätzlich die inzwischen geschulte Wangen-, Lippen- und Zungenmuskulatur die Prothese auf ihrer Unterlage festhält, was aber dem Patienten meist nicht bewußt wird. Günstiger liegen selbstverständlich die Dinge bei einem Patienten, der bereits eine Prothese getragen hat, da dessen verdicktes Tegument eine stärkere Kompression der Randzone besser verträgt. Zusätzliche Hilfsmittel zur Verbesserung des Prothesenhaltes sind nur dann notwendig, wenn der Ablauf dieser Entwicklung beim Prothesen-~~mauling~~ gestört ist ".

Lähmung oder narbige Veränderung des Kauschlauches:

In diesen Fällen ist das Anliegen der Weichteile an den Prothesenkörper nicht gesichert, so daß der Funktionsrand unter anderem seine abdichtende Aufgabe nicht erfüllen kann. Außerdem wird durch Narbenkontraktion bei der Grundherstellung oft nur eine ungenaue Randgestaltung im Bereich der A-Linie und der Grenzschleimhaut möglich sein.

Sofortprothesen:

Es liegt in der Natur der Herstellungsverfahren und der anatomischen Veränderungen begründet, daß

Interims- und Immediatprothesen im Laufe der Abheilungszeit ihre ursprüngliche Haftfähigkeit weitgehend einbüßen. Zur Wiederherstellung der Funktion sind Unterfütterungen bzw. andere geeignete Maßnahmen notwendig, die oft bald nach der Eingliederung akut werden und gegebenenfalls mehrmals hintereinander durchgeführt werden müssen. In diesen Fällen ist die eigentliche Domäne der Adhäsivmittel zu suchen. Ihre Anwendung kann den Zeitpunkt für neue Abformungen verzögern und den Heilungsverlauf ungünstig verlaufen lassen.

Abnorm trockene Schleimhaut bis zu Xerostomie:

Bei ungenügender Speichelsekretion wird die Haftung und somit auch das Tragen der totalen Prothese durch übermäßige Schleimhautbelastung fast unmöglich gemacht. Ausgelöst kann dieser Zustand durch akute oder chronische Entzündungen oder degenerative Erkrankungen der großen Kopfspeicheldrüsen werden. Ähnliche Wirkungen zeigen bestimmte Psychopharmaka und vor allem die lokale Röntgentherapie.

Ungünstige anatomische Kieferverhältnisse:

Bei ungünstigen anatomischen Kieferverhältnissen, wie sie z. B. bei dem Typ III der Gaumenform vorliegen, können zusätzlich Haftmittel eine Verbesserung des Prothesensitzes bringen. Es sollten jedoch vorher alle prothetischen und gegebenenfalls chirurgischen Maßnahmen ausgeschöpft werden.

Gaumenperforationen:

Die durch Trauma, Krankheit oder Mißbildung aufgetretenen Gaumenperforationen, bei denen von vornherein ein Saugeffekt nicht zu erwarten ist, wären auch eine Gruppe, die man vorübergehend mit Haftmitteln versorgen könnte. In aussichtslosen Fällen wäre auch die Dauermedikation zu vertreten, doch muß erfahrungsgemäß auf die enge Begrenzung der "aussichtslosen Fälle" hingewiesen werden.

Psychische Schwierigkeiten bei Patienten:

Nicht zu unterschätzen sind auch solche Patienten, die trotz günstiger anatomischer und physiologischer Gegebenheiten, die Inkorporation einer Prothese nicht meistern. Bei diesen ängstlichen oder auch ungeschickten Patienten, die mit einem undefinierbaren Widerwillen gegen den prothetischen Fremdkörper behaftet sind, ist durch temporäre Haftmittelanwendung die Eingewöhnungszeit wesentlich zu erleichtern.

Bißnahme und Wachsaufstellung:

Nicht zuletzt möchte ich die gute Verwendbarkeit der Haftmittel bei der Bestimmung der Kieferrelation und bei der Wachsenprobe erwähnen. Oft ist erst durch ihre Anwendung eine korrekte Durchführung dieser Arbeitsgänge möglich.

b. Kontraindikationen

Als Kontraindikation der Haftmittel sehe ich die unkontrollierte Anwendung dieser Präparate bei schlechtsitzenden Prothesen durch den Patienten

selbst an, da hierdurch eine verstärkte Knochenatrophie und die damit im unmittelbaren Zusammenhang stehende Schlotterkamm- und Lappenfibrombildung ausgelöst werden kann. Der hierbei eintretende Schaden ist irreparabel und verschlechtert zwangsläufig die Prognose für den Sitz einer neuen Prothese.

Keinesfalls können diese Mittel die notwendige Unterfütterung oder Neueingliederung einer Prothese überflüssig machen oder für längere Zeit hinauschieben. Direkt verwerflich ist jedoch ihre Empfehlung zur subjektiven Kaschierung von Mängeln bei nicht lege artis hergestellten Totalprothesen. Ferner wird von JUNG (10) berichtet, daß Karaya-Gummi bei empfindlichen Patienten gelegentlich zu allergischen Schnupfen, Ekzemen und Magen-Darm-Störungen führen könne.

PASQUALINI und VERNOLE (14) warnen vor kritikloser Anwendung von Haftpulvern, weil sie in mehreren Fällen entzündliche Veränderungen der Mundschleimhaut festgestellt haben.

REITHER (17) weist darauf hin, daß bei Auftragen einer zu großen Menge Haftpulver nicht nur eine weiche gallertige Masse entsteht, sondern durch das Mehrangebot Inseln unveränderten Pulvers an den tiefsten Stellen der Prothesenbasis und in der Mitte des Tegumentes vorgefunden werden. Ein Knoten aus gepulverter fester Substanz zwischen Prothese und Schleimhaut eingepreßt, wird den Druck umschrieben und ungebremsst direkt auf die Schleimhaut übertragen. Hierdurch werden Resorptionsvorgänge eingeleitet.

HERMANN (7) faßt in seiner Veröffentlichung einen Großteil der aufgetretenen Probleme zusammen.

3. EXPERIMENTELLER TEIL

Allgemeine Untersuchungen zu Haftfähigkeit

Primär mußten geeignete Meßmethoden zur Darstellung der Haftfähigkeit von totalen Oberkieferprothesen entwickelt werden.

Grundsätzlich bieten sich zur Vermessung zwei Wege an:

In vitro:

Die Messungen werden an mehr oder weniger vereinfachten Phantommodellen durchgeführt.

In vivo:

Die Messungen werden direkt im Munde des Patienten vorgenommen.

Die in vitro gewonnenen Meßergebnisse können nicht ohne weiteres mit den im Mund vorliegenden Verhältnissen verglichen werden, da die Bedingungen im Munde wesentlich andere sind als am Phantommodell.

3.1. Bisher beschriebene Meßmethoden

Auch früher haben sich Wissenschaftler mit der Möglichkeit befaßt, die Haftfähigkeit der totalen Oberkieferprothese zu messen. Im nachfolgenden Abschnitt sollen einige dieser Versuchs- und Meßmethoden beschrieben werden.

SCHULZE (20) Die ersten uns bekannten Versuche die Haftintensität totaler Prothesen zu messen, wurden 1921 von SCHULZE vorgenommen. Er benutzte

hierzu ein einarmiges Hebelgerät. Von einer Waage, die aus Träger und Waagebalken besteht, wird mittels zweier Haken das eine Ende des Waagebalkens an der Prothese des Patienten locker befestigt. Der eine Haken befindet sich an der Gaumenplatte, der zweite an dem Waagebalkenende. Durch Auflegen von Gewichten auf eine Waagschale, die in der halben Entfernung vom Aufhängepunkt an der Prothese und der Waage angebracht ist, wird die Adhäsionskraft gemessen.

MUHLHÄUSLER (13) schreibt: "Bei meinen Versuchen benutzte ich eine Waage, deren Waagschale ich durch eine ebengeschliffene Glasplatte ersetzte. Unter dieser hängenden Platte wurde eine zweite geschliffene Glasplatte am Boden der Waage befestigt. Nach Annäherung der beiden Platten und nach erfolgter Benetzung konnte ich beobachten, daß die beiden Platten mit einer gewissen Kraft aneinandergezogen wurden. Diese Kraft konnte man durch Auflegen von Gewichten auf der gegenüberliegenden Waagschale messen".

Die in vitro gefundenen Meßergebnisse wollte er auf ihre Übertragbarkeit bei Patientenversuchen überprüfen und konstruierte deshalb eine Doppelwaage, mit der es möglich war, die Richtung und den Gewichtszug der einen Waage auf die ge-

genüberliegende Seite der zweiten Waage zu übertragen. Somit war es möglich, das Abreißgewicht zu messen.

MOHR (12) benutzte bei seinen Untersuchungen die von MÜHLHÄUSLER angegebene Meßapparatur, vermehrte jedoch die Ansatzpunkte für die Hebelarme auf 3, um auf diese Weise einseitig wirkende Zug- oder auch Kippkräfte gegen die Griffestigkeit nachahmen zu können.

EICHENTOPF (4) verwendete ebenfalls Stahlseil und Gewichte. Durch Änderung der Zugrichtung war die Prothese vertikal, horizontal oder kippend zu belasten. In vergleichenden Messungen testete er Basisflächen aus Kautschuk, Gold und Stahl.

ROSENDAAL (19) Von ROSENDAAL wurde ein neues Gerät entwickelt, daß die, auf die Prothese einwirkenden Abzugskräfte in exakten Meßwerten aufzeigt. Dieses Gerät mißt nicht mit Gewichten, sondern mit "geeichtem Federdruck". Der jeweils senkrecht gemessene Druck kann von einer Skala, die von g bis kg aufgestellt ist, abgelesen werden.

van THIEL (23) verwendete eine Weiterentwicklung der MÜHLHÄUSLER'schen Doppelwaage. Als Angriffspunkte für die Kraft wählte er die Mitte der Verbindungsgeraden zwischen den Zähnen 13 bis 23 und der Tubera.

WILD (28) erreichte seine Meßergebnisse durch Versuche mit plangeschliffenen Glasplatten *in vitro*. In seiner Versuchsanordnung werden zwei Glasplatten mit Wasser benetzt und durch Herausdrücken der Flüssigkeit wird zwischen den Platten ein luftverdünnter Raum geschaffen. Zur Trennung der aneinanderhaftenden planen Flächen ist ein Zug von ca. 7 kg notwendig. Wird als Flüssigkeitsspiegel statt Wasser eine Traganthlösung von der Viskosität des Speichels verwendet, so beträgt die benötigte Trennungskraft ca. 20 kg.

JORD (8) unternahm ausgedehnte Versuche, um die Haftfähigkeit von Versuchskörpern zu testen. Seine Versuche bezogen sich auf die Haftwirkung von Leitungswasser, eigenem Speichel, Traganthlösung und der handelsüblichen Kukident-Haftcreme. Anschließend wurden die Platten durch senkrecht nach unten wirkende, im Mittelpunkt der Platte angreifende Kräfte, belastet.

Er kam zu folgenden Ergebnissen:

wasser als Zwischenflüssigkeit:	3 g -	30 g
Speichel "	" :	80 g - 100 g
Traganth "	" :	20 g - 1000 g
Kukident "	" :	600 g - 3000 g

WAGNER (25) verwandte in seinen Vitro-Versuchen einmal glatte und zum anderen angeraute Glasplatten an einem Querschnittsmodell. Die Belastung erfolgte senkrecht zur gesamten Platten-ebene. Die Messungen wurden mit einer normalen Balkenwaage (Goldwaage) durchgeführt.

SWARZ, NORMAN und PHILLIPS (22) haben einen Test entwickelt, mit dessen Hilfe man den Verlust an Haftsubstanz unter der Prothesenbasis während der Funktion messen kann. Sie beschickten das Haftmittel vor dem Auftragen mit radioaktivem p^{32} . Am Rückgang der Radioaktivität konnte der Substanzverlust festgestellt werden. Dieser ist relativ groß. Bei Messungen nach 6 Stunden waren nur noch 30-60 % des ursprünglich aufgetragenen Materials vorhanden.

STAFFORD und RUSSELL (21) versuchten, mittels Radiotelemetrie und in die Prothese eingebauter Miniaturdruckmesser, Änderungen der Druckverhältnisse zwischen Prothesenbasis und Mucosa während der Kautätigkeit zu messen. Die Versuche führten sie mit und ohne Haftmittel bei schlecht- und gutsitzenden Prothesen durch. Hierbei stellten sie fest, daß bei schlechtsitzenden Prothesen die Applikation der doppelten Haftmittelmenge eine Verbesserung der Haftintensität zeigte. Bei gutsitzenden alten und neuen Prothesen gab es keine wesentliche Änderung der Haftung.

WIEHL (27), der ähnliche Versuche wie WAGNER durchführte, benutzte zur Messung seiner Ergebnisse eine Balkenwaage, die auf der gewichtstragenden Seite einen Wasserbehälter hatte. Seine Versuchskörper bestanden aus Acrylglas und Wisil.

3.2. Eigene Untersuchungs- und Meßmethodik:

In vitro:

Auf einem aus Palavit M bestehenden Oberkiefermodell befestigten wir ein Stück Wildleder, das die Schleimhaut darstellen sollte. (Abb. 4).

Der aufsaugfähige Wildlederüberzug diente als Aufnahmefläche für die bei unseren Versuchen benötigten Flüssigkeiten, wie physiologische Kochsalzlösung und synthetischer Speichel. Außerdem simulierte er in etwa die Anlagerung der natürlichen Schleimhaut an den Prothesenkörper. Für das dergestalt präparierte Versuchsmodell wurde eine passgenaue Kunststoff-Prothese angefertigt. Die für die Messungen unmittelbar auf der Zahnreihe benötigten Fixierungspunkte brachten wir in Form von Ösen jeweils zwischen den Zähnen 11/21, 13/14, 15/16, 23/24 und 25/26 an. (Abb. 5)

Als Haltegerät für Modell und Prothese dient ein Phantomkopf, der gelenkig verstellbar an einem graduierten Stativ verankert war. Kopf und Stativ stehen unverrückbar fest auf einem 25 cm hohen Tisch, an dessen Stirn- und Seitenflächen sich Gleitrollen befinden, die als reibungsmindernde Führung des Verbindungselementes zwischen Angriffspunkt und Belastungskörper fungieren. (Abb. 6)

Während der Belastungsproben erfolgt die Zugwirkung an der Prothese durch ein Gewicht, das über die Gleitrolle in die jeweils zu belastende Öse eingehängt werden kann.

Die Angriffsrichtung der Abzugskraft an der Zahnreihe erfolgt lateral im Winkel von 45^0 zur Sagittalebene und 90^0 zur Okklusionsebene. Durch die gelenkige Kopf-Stativ-Verbindung besteht die zusätzliche Möglichkeit, den Okklusionsebenenwinkel nach Bedarf zu variieren.

Als Gewicht dient ein Kunststoffbehälter, dessen Eigengewicht durch Zufüllen von feinen Metallkugeln so weit zu vergrößern ist, bis die Retentionskraft der Prothese übertroffen wird und sich diese von dem Modell ablöst.

Ein unterhalb des Versuchsmodells befestigtes Auffangnetz verhindert eine Beschädigung der herabfallenden Prothese. (Abb. 7)

Die ablösende Gewichtsmenge wurde nach dem Versuch mit einer elektronischen Waage der Firma Mettler festgestellt. (Abb. 8)

Da die einzelnen Metallkugeln ein geringes Eigengewicht haben, war es möglich, die zur Trennung vom Modell führende Kraft auf 0,75 g genau zu bestimmen. Um einen gleichartigen Ablauf mit synchronen Ergebnissen sicherzustellen, ist es erforderlich, für jede Messung von der gleichen Ausgangssituation auszugehen. Dazu mußte die benutzte Prothese und die Wildlederbasis gewaschen, entfettet, mit Heißluft getrocknet und dann erneut mit physiologischer Kochsalzlösung oder synthetischem Speichel getränkt werden. Mit dem getränkten Wildleder sollten

annähernd ähnliche Bedingungen, wie sie im Patientenmund vorliegen, auf ~~das~~ Modell projiziert werden. Die Durchfeuchtung des künstlichen Prothesenlagers erhöht die Adhäsion und zum anderen wird die gleichmäßige Haftpulververteilung auf der Prothesenbasis begünstigt.

Bei trockener Prothese rutschen die einzelnen Pulverteile in die tiefergelegenen Prothesenpartien und sammeln sich dadurch fast ausschließlich auf dem Kieferkamm an. Da die Patienten zum Anfeuchten der Prothese ausnahmslos Leitungswasser benutzen, haben wir bei unseren Versuchen die gleichen Bedingungen berücksichtigt. Dem Aufstreuen von Haftpulver auf die angefeuchtete Prothese steht das Auftragen von Haftcremes auf die trockene Prothesenbasis gegenüber.

Der Grund für die unterschiedliche Anwendung ist in dem differenten chemo-physikalischen Verhalten der beiden Hafthilfen zu suchen. So verklumpt bei nasser Prothesenbasis die Haftcreme und verhindert dadurch eine gleichmäßige Verteilung.

Um jedoch eine Haftwirkung zu erhalten, benötigen auch die Haftcremes eine Quellungsflüssigkeit, die im Mund vom Speichel geliefert wird. An unserem Prüfmodell wird die erforderliche Flüssigkeit von dem getränkten Wildlederüberzug abgegeben.

Wir glauben, hiermit eine Verbesserung gegenüber der üblichen in Vitro-Methode erreicht und wirklichkeitsnähere Versuchsbedingungen geschaffen zu haben.

Unsere Versuchsprothese hatte eine Fläche von 27 cm^2 und ein Gewicht von 22 g, einschließlich der Meßösen. Die Prothesenhaftfläche errechneten wir, indem wir die gesamte Prothesenbasis mit Zinnfolie auskleideten. Die so erhaltene Form wurde geglättet und auf Millimeterpapier ausgelegt. Eine Auszählung der von der Folie bedeckten Kästchen ergab den Flächeninhalt der Prothese.

Durchführung der Versuche:

Aus der Reihe der vom Handel angebotenen Adhäsionsmittel habe ich für die Versuche fünf verschiedene Haft-Pulver und fünf Haft-Cremes ausgesucht. Im Versuchsprotokoll wurden die Pulver mit großen Buchstaben (A - E), die Cremes mit kleinen Buchstaben (a - e) gekennzeichnet. Um eine gleichmäßige Adaptation der Prothese auf der Wildlederbasis zu erreichen, wurde bei jedem Versuchsbeginn die Prothese mit jeweils 2 kg Druck auf die Unterlage gepresst. Dieser Druck entspricht etwa der Kraft, die beim Schlucken und bei leichter Kautätigkeit entsteht AICHORN (1). Die Belastbarkeit der Prothesen im in vitro-Versuch wurde durch eine im Winkel von 90° bzw. 45° gerichtete Abzugskraft überprüft. Alle Messungen wurden bei einer Raumtemperatur von 22° C vorgenommen. Die Feststellung einer im Schwerpunkt des Prothesenkörpers angreifenden Ablösebelastung wäre

von rein theoretischem Interesse, da im Munde eine dermaßen lokalisierte Abzugskraft fast nie in Erscheinung tritt.

Vielmehr wird eine totale Prothese entweder durch Bewegungen der Muskel- bzw. Bänderansätze angehebelt oder aber durch okklusale Interferenzen wie z. B. Frühkontakte und Gleithindernisse in ihrem Halt beeinträchtigt.

Die Meßösen sind derart über die Prothese verteilt, daß sie den erwähnten, im Munde wirkenden Angriffspunkten lagemäßig entsprechen.

Analog zu den Versuchsmustern wird sich die Prothese im Mundmilieu auch nur bei ungünstigsten Bedingungen und unter gröblicher Mißachtung der anerkannten Herstellungsmethoden durch ihr Eigengewicht von dem Gaumendach ablösen.

Da die ausgewählten Meßpunkte nicht im Schwerpunkt der Prothese liegen, ist keine Gesamtabrisskraft zu ermitteln. Die gemessenen Werte stellen vielmehr die Kräfte dar, die an den Meßösen zur Abtrennung der Prothese führen. Dies gilt sowohl für die senkrecht (90^0) auf Zug ausgerichtete Versuchsanordnung als auch für die auf Schub eingestellte Versuchsanordnung mit 45^0 . Hierbei sollte jedoch erwähnt werden, daß bei beiden Versuchsreihen, durch die Unregelmäßigkeit der Prothese bedingt, jeweils Zug- und Schubkräfte intermittierend auftreten. In den Tabellen sind deshalb die Trennungskräfte nicht in g/cm^2 angegeben, sondern es werden die Kräfte in Gramm angeführt, die erforderlich sind, um die Prothese von dem Ober-

kiefermodell abzutrennen. Die hierbei angegebenen Werte berücksichtigen das Eigengewicht der Versuchsprothese nicht, da es sich bei sämtlichen Versuchen um die gleiche Prothese handelt.

Bekanntermaßen haben die einzelnen Haftmittel ein verschiedenes Flüssigkeitsaufnahmevermögen und weisen erhebliche Unterschiede in der Quellungszeit auf.

Um vergleichende Untersuchungen durchführen zu können, führte ich die Versuche nach jeweils zwanzigminütiger Quellungszeit durch. Hierbei wurde nicht berücksichtigt, ob jedes Präparat nach der zwanzigminütigen Quellungszeit seine optimale Haftintensität erreicht hatte.

Um die Haftmittel zum Quellen zu bringen, verwendete ich in den von mir durchgeführten Untersuchungen physiologische Kochsalzlösung oder synthetischen Speichel, der von MATZKER und SCHREIBER in Zusammenarbeit mit der Chemisch-Pharmazeutischen Fabrik Dr. E. Fresenius (Bad-Homburg) entwickelt wurde.

Nach Angaben von MATZKER und SCHREIBER kommt das Präparat natürlichem Speichel sehr nahe und soll unter dem Namen "Glandosane" registriert werden.

Die von den Herstellern angegebene Zusammensetzung ist anschließend wiedergegeben:

Zusammensetzung:

Carboxymethylzellulose	10,000 g/l
Sorbit	30,000 g/l
Kaliumchlorid	1,200 g/l
Natriumchlorid	0,843 g/l
Magnesiumchlorid 0,6 H ₂ O	0,051 g/l
Calciumchlorid 0,2 H ₂ O	0,146 g/l
Dikaliumhydrogenphosphat	0,342 g/l
Kaliumrhodanit	0,100 g/l

Die Zusammensetzung in mval/l:

Kationen:	Na ⁺	14,4 mval/l
	K ⁺	21,0 mval/l
	Mg ⁺	0,5 mval/l
	Ca	2,0 mval/l
Anionen:	Cl	33,5 mval/l
	HPO	4,0 mval/l
	SCN ⁴	1,0 mval/l

pH-Wert 7,2

Dichte 1,013

Die erhaltenen Ergebnisse beruhen einmal auf Modellexperimenten, deren Auswertung mit einer Federwaage erfolgte und zum anderen aus Messungen an Patienten. Für die Bestimmung der Abzugskräfte im Munde kam ein Federwaagen-Kontakto r zur Anwendung.

Die zweigleisige Versuchsanordnung erschien angebracht, um das Experimentierstadium aus dem Munde heraus auf das Modell zu verlagern. Die in vitro gewonnenen Vorergebnisse ermöglichten in der 2. Phase ein gezieltes Vorgehen am Patienten. Die in dem Modellversuch ermittelten Inponderabilien und zu erwartenden Schwierigkeiten waren, da bekannt, leichter zu beherrschen und gegebenenfalls ganz auszuschließen.

Die Selektion der Meßmethoden sicherte außerdem ein schonendes und zeitsparendes Vorgehen bei den Patientenversuchen.

Zusätzlich ergaben die Doppelversuche einen Hinweis auf die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der gewählten Prüfmethoden. Primär sollten die Modellversuche der Beantwortung von technischen Fragen dienen. So musste schon am Modell festgestellt werden

1. wieviel Haftmittel maximal benötigt wird
 2. wo das Haftmittel zu plazieren war
 3. wie das Haftmittel angebracht werden sollte.
- Alle Kriterien wurden unter dem Aspekt des optimalsten Halteeffektes überprüft.

Feststellung der Flüssigkeitsaufnahme

Die Aufnahmefähigkeit des Wildleders betrug für die Versuchsanordnung optimal eine Menge von 2,5 ccm. Weniger Flüssigkeit ließ die Haftmittelmenge nicht den notwendigen Quellungszustand erreichen.

Zuviel an Flüssigkeit floß dagegen sofort nach dem Aufsetzen der Versuchsprothese über die Ventilränder ab.

Da die Angaben in den einschlägigen Prospekten der einzelnen Firmen in Menge und Lokalisation der Haftmittel differierte, war es die vordringlichste Aufgabe, einen gemeinsamen Nenner für die untersuchten Produkte experimentell herauszufinden.

Das Ziel der Versuche war die Bestimmung der optimalen Haftmittelmenge und der günstigsten Verteilung auf der Prothesenbasis.

3.3. Feststellung der günstigsten Menge von Haft-Pulver

Alle in den nachfolgenden Tabellen Nr. 5-14 und Nr. 15-24 aufgeführten Zahlen sind Mittelwerte aus jeweils 10 Messungen jedes einzelnen Produktes bei steigender Haftmittelmenge von 100 mg bis 500 mg. Bei Auswertung der Tabellen war zu erkennen, daß die Präparate A, B, C, E unter den von mir erwähnten Untersuchungsbedingungen mit künstlichem Speichel 300 mg Pulver benötigten, um die optimale Haftfähigkeit zu erreichen. Dies galt sowohl für die 90° Belastung als auch für 45° Belastung.

Bei dem Präparat D war für eine optimale Haftintensität bei 90° Abzugsbelastung eine Menge von nur 100 mg Pulver notwendig. Bei 45° betrug die günstigste Pulvermenge 200 mg.

(siehe Tabellen von Nr. 5-14)

Ich erkläre mir diese Differenz gegenüber den anderen Versuchspräparaten durch die unterschiedliche Quellungsfähigkeit. Die in meinen in vitro-Versuchen gemessenen Unterschiede zwischen der Haftintensität von Kochsalzlösung und synthetischem Speichel ergaben einwandfrei eine erhöhte Haftintensität bei Anwendung des synthetischen Speichels. Dies wird aus dem Vergleich der Tabellen 1 und 2 mit den Tabellen 27 - 28 ersichtlich.

Aus diesem Grunde wurden die Mengenuntersuchungen nicht mit physiologischer Kochsalzlösung durchgeführt, sondern ausschließlich mit synthetischem Speichel. Ebenso traf ich nach Überprüfung der Tabellen Nr. 25 - 32 eine Selektion zugunsten der totalen Beschichtung der Prothesenbasis, die bessere Ergebnisse lieferte.

Feststellung der vorteilhaftesten Menge von Haftcremes.

In der gleichen Versuchsanordnung führte ich auch Studien über die verschiedenen Haftcremes durch. Die Prüfmengen betrugen jeweils 0,5 - 2,5 g Creme, wobei wieder eine Steigerungsrate von 0,5 g je Versuchsreihe eingehalten wurde. Es zeigte sich, daß die Menge 0,5 g nicht ausreichte, um die Prothesenbasis gleichmäßig zu bedecken. Proportional zu der unvollkommenen Verteilung war der verminderte Halteffekt. Dagegen erzielten wir bei allen Präparaten mit der Aufbringung von 1 g Haftcreme eine vollkommene Abdeckung der Prothe-

senbasis. Obwohl mit 1 g eine gleichmäßige Beschichtung der Basis erreicht werden konnte, lag bei den Produkten a, d und e die optimalste Haftintensität erst bei 1,5 Gramm. Diese Menge bewirkte bei 90 und 45gradiger Auslastung eine sichere Stabilisierung des Zahnersatzes. Bei den Präparaten b + d war dieser Effekt bei 45⁰ Abzugskraft schon mit je 1 g zu erzielen.

Nur Produkt c zeigte für die 90 und 45gradige Krafteinwirkung mit 1 g Creme die optimalsten Ergebnisse.

Wie aus den Tabellenwerten Nr. 15 - 24 hervorgeht, ergaben, unabhängig von der einwirkenden Kraft, größere Quantitäten der Cremes keine Verbesserung der Prothesenhaftung. So zeigte sich schon bei minimaler Mengenvergrößerung unter dem Belastungsdruck von 2 kg ein Entweichen der überschüssigen Haftcreme via Ventilrand. Die Überprüfung des auf der Basis verbliebenen Restes ergab je Präparat das für den optimalsten Prothesenhalt ermittelte Gewicht von ca. 1,0 bis 1,5 Gramm. Dieses Ergebnis deutet auf eine Abstimmung von Viskosität und durchschnittliche Prothesengröße hin.

3.4. Feststellung der günstigsten Haftmittelplazierung

Für die Abrißmessung wurden zwei Versuchsreihen in Bezug auf die Plazierung überprüft:

- a. Verteilung der Hafthilfe auf der Prothesenbasis nur im Bereich des Kieferkammes (Abb. 9).
- b. Verteilung der Hafthilfe über die gesamte Prothesenbasis unter Aussparung des Funktionsrandes (Abb. 10).

Facit der Messungen:

Bei der Plazierung des Haftmittels auf der ganzen Prothesenbasis trat eine verbesserte Haftung und damit eine Steigerung der notwendigen Trennkkräfte sowohl bei Belastung in Richtung von 90^0 als auch bei 45^0 ein. Dieses Ergebnis war bei allen von mir benutzten Haftmitteln festzustellen.

Die Meßergebnisse sind in den Tabellen Nr. 25 bis Nr. 32 festgelegt.

Die in der ersten Phase der Modelluntersuchung vorgenommene Bestimmung der günstigsten Plazierung war gegenüber der Mengenbestimmung relativ einfach.

Die Schwierigkeit der zweiten Experimentierphase lag in der differenzierten Affinität der Haftmittel zu den verschiedenen Quellungsflüssigkeiten. Als optimale Haftmittelmenge wurde für Haftpulver 300 mg und für Haftcreme 1 g empirisch festgelegt. Die Zeit $t = 20$ Minuten wurde daher als Standardzeit angenommen und in allen Versuchen beibehalten. Wie aus den Tabellen 1 - 24 herauszulesen ist, war die Haftintensität mit künstlichem Speichel gegenüber der Kochsalzlösung zu verbessern. Der gleiche Effekt war auch bei den Lokalisationsmessungen festzustellen.

Aus den Modellexperimenten sind bei einer Quellzeit von 20 Minuten zusammenfassend folgende Ergebnisse abzuleiten:

1. Die optimalste Haltekraft wird mit 300 mg Haftpulver, bzw. mit 1 g Haftcreme, erreicht.

2. Synthetischer Speichel erbringt gegenüber der physiologischen Kochsalzlösung als Quellflüssigkeit verbesserte Retentionswerte.

3. Unter Beachtung der Ergebnisse aus den Versuchsreihen 1, 2, 3 zeigt die Lokalisation des Haftmittels auf der gesamten Prothesenbasis unter Freilassung des Ventilrandes die optimalsten Funktionswerte.

4. KLINISCHER TEIL

4.1. Eigene Messungen über die Prothesenhaftfähigkeit im Munde. (Haftmittelplazierung)

An den von mir durchgeführten Untersuchungen nahmen 60 Patienten teil. Im Laufe der Versuche zeigte es sich, daß ein Teil der Probanden nicht gewillt war, die an sie gestellten Testbedingungen bis zum Ende durchzuführen. Für die Mehrzahl der Versuchspersonen war der Grund des Ausscheidens der große Zeitaufwand, der von ihnen gefordert werden mußte. Eine andere Gruppe fühlte sich durch die Haftmittel so stark belästigt, daß sie eine weitere Teilnahme an den Versuchen strikt ablehnte. So standen uns endgültig nur 21 Personen zur Verfügung. Diese 21 Personen hatten vorwiegend Oberkieferformen, die dem Typ 3 entsprachen. Alle Patienten trugen schon längere Zeit totale Oberkieferprothesen, die jedoch in ihrem Sitz nicht mehr den kaufunktionellen Ansprüchen genügten.

Bei jedem Versuchsteilnehmer stellte ich die Größe der Haftfläche in cm^2 und das Eigengewicht der getragenen Prothese fest.

Anschließend wurden, wie im Vitro-Versuch, Haken zwischen den Zähnen 16-15/ 14-13/ 11-12/ 23-24/ 25-26/ befestigt. Es erscheint uns wichtig zu erwähnen, daß wir die Haken im Mund sowohl ein- als auch ausbauen konnten, ohne die Prothese zu entfernen. Auf diese Weise konnten die Patienten die Versuchsprothese bis zur Anfertigung einer zweiten, endgültigen Prothese weiter benutzen.

Aus der Versuchsreihe der Modellserie hatten wir eine bestimmte Haftmittelauftragetechnik und Haftmittelmenge ermittelt, die eine maximale Haftfähigkeit der Prothesen gewährleistete.

Es hatte sich gezeigt, daß die gesamte Haftfläche der Prothese - unter Ausschluß der Ventilränder - möglichst gleichmäßig mit einem Haftmittel bedeckt sein mußte, um die optimalsten Ergebnisse zu zeitigen. Die Kontrolluntersuchungen im Munde bestätigten die im Modellversuch gefundenen Ergebnisse. Die Werte der Abzugsgrößen wurden mit drei Federwaagen-Kontaktoren der Firma Karstens gemessen (Abb. 11 und 12). Jeder der Kontaktoren war auf einen besonderen Meßbereich geeicht, der bei dem ersten zwischen 10 und 100 g, bei dem zweiten zwischen 100 und 1 000 g und bei dem dritten zwischen 500 und 5 000 g lag.

Um mit diesen Federwaagen-Kontaktoren ein genaues Meßergebnis zu erreichen, war es notwendig, die Tastkugel senkrecht zur Hebelachse zu belasten. Die beidseitig ablesbaren Größen wurden durch einen Schleppzeiger auf der Instrumentenskala fixiert. Dadurch waren Ablesfehler vermeidbar.

4.2. Durchführung der Meßserien.

Vor Beginn der Messungen wurde der Kopf des Patienten so stabilisiert, daß sich der Oberkiefer bei geöffnetem und geschlossenem Mund in horizontaler Lage befand. Anschließend wurde die Tastkugel des Federwaagen-Kontaktors in die Prothesen-Meßösen eingeschoben und senkrecht zur Hebelachse belastet (Abb. 13).

Alle Tabellenwerte basieren auf einem Belastungswinkel von 90^0 .

Die stetig zunehmende Drucklast führte bei Überbeanspruchung der Haltekraft schließlich zu einer Ablösung der Prothese vom Gaumendach.

Der erreichte Grenzwert, fixiert durch den Schleppzeiger, war durch die unterschiedliche Empfindlichkeit der verwendeten Kontaktoren auf ein exaktes Maß einzuengen.

Der ersten Messung zwischen den Zähnen 11 - 21 folgte die Belastung bei 13 - 14 und anschließend bei 15 und 16. Nach Registrierung der rechteitigen Werte lief analog die Bestimmung an der linken Oberkieferhälfte ab.

Jeder Patient, den ich in meine Versuchsreihe aufgenommen hatte, wurde mit allen mir zur Verfügung stehenden Haftmitteln durchgetestet. Jeder Einzeltest bestand aus 5 Meßserien.

Zwischen der Überprüfung der einzelnen Präparatlag ein Zeitraum von 24 Stunden. Diese Unterbrechung war als Sicherheitsspanne gedacht, um eventuelle Fehlergebnisse durch Rückstände vorbenutzten Haftmittels auszuschließen. Die Patientenversuche liefen dank der umfangreichen Modellserien zügig voran, da die ermittelten Ergebnisse in bezug auf Menge und Platzierung des Haftmittels fast ohne Einschränkung für die Mundverhältnisse übernommen werden konnten.

Obwohl zwischen den beiden Serien eine weitgehende Übereinstimmung festzustellen war, wurden sicherheitshalber alle in vitro durchgeführten Prüfungsergebnisse in vivo methodisch sondiert. Aus rationellen Gründen wurden bei den Gegenkontrollen jedoch die zu geringen Haftmittelmengen mit der unterdurchschnittlichen Haftintensität

eliminiert.

Es zeigte sich, wie aus den Modellversuchen zu erwarten war, daß auch im Munde die günstigste Menge von Haftpulver bei ca. 300 mg und bei Haftcreme bei 1 g lag. Vorausgesetzt, daß die Quantität auf der gesamten Prothesenbasis und nicht isoliert im Kieferkammgebiet plazierte war.

In den letzteren Fällen dominierte ein verminderter und verkürzter Halteeffekt kombiniert mit subjektivem Unsicherheitsgefühl.

4.3. Bestimmung des Fließvermögens.

Neben der inzwischen festgelegten Menge und Platzierung war die Feststellung des Fließvermögens der überprüften Hafthilfen von größtem Interesse. Um Unterschiede in dem Verteilungsverhalten aufzuzeigen, bediente ich mich folgenden Verfahrens: Auf der Prothesenbasis wurde jeweils rechts und links von 18 bis 13 bzw. von 28 bis 23 eine Zone festgelegt, in die die zu untersuchenden Haftmittel aufgetragen wurden. Die dazwischenliegende freie Zone ermöglichte die quellungsbedingte Ausdehnung des Materials (Abb. 14). Die Einwirkungszeit bis zur ersten Kontrolle betrug in allen Fällen 30 Minuten. Eine weitere Überprüfung erfolgte nach 1,5 Stunden (Abb. 14). Mittels Schablonen konnte der Bereich des aufgetragenen Haftmittels über die Versuchsdauer festgehalten und nach Versuchsende mit der eingetretenen Flächenausbreitung verglichen werden.

Es zeigte sich, daß die in den Kieferkammzonen aufgetragenen Haftmittel zwar ein Fließvermögen aufwiesen, es jedoch in keinem der Fälle zu einer Kommunikation der beiden Zonen kam.

Häufiger erfolgte aber eine Bewegung in Richtung der Ventilränder. Besonders bei flachausgebildeten Tubera und tiefansetzenden Bändern und Muskelansätzen wurde das Haftmittel durch die Kaubewegung über den Funktionsrand in das Vestibulum, bzw. in die Mundhöhle gepreßt. Die Größe des viskositätsbedingten Fließvermögens war bei den einzelnen Präparaten unterschiedlich ausgeprägt.

Bei der, nach 1 1/2stündiger Tragedauer vorgenommenen Kontrolle waren häufig nicht gequollene Inselzonen nachzuweisen. Diese trockenen, scharf umrandeten Gebiete aus zusammengepreßtem Haftpulver riefen Impressionen und Rötungen an der Schleimhaut hervor.

Quantitätsmessungen deuteten auf einen Überschuß an Pulver hin. Im täglichen Gebrauch sind jedoch die Übermengen von dem Patienten nicht zu vermeiden und es besteht somit in der Folge die Gefahr von zum Teil irreparablen Tegumentschädigungen.

4.4. Feststellung der Haftintensität bei nicht mehr funktionstüchtigen Prothesen.

- a - ohne Haftmittel
- b - mit Haftmittel

- a. Aus der nachfolgenden Tabelle Nr. 33 wird ersichtlich, wie groß die Haftintensität der von den

Patienten getragenen Prothesen war. Außerdem ist zu ersehen, wie groß (in cm^2) und wie schwer (in g) diese Prothesen waren. Die Messungen erfolgten nach 20minütiger Wartezeit.

- b. In dieser Meßreihe benutzte ich dieselben Prothesen, wie in Tab. 33 angegeben. Die Platzierung erfolgte in der von uns ermittelten optimalen Auftragetechnik (ganze Prothesenbasis) bei 20minütiger Quelldauer.

Die gefundenen Werte sind in den Tabellen 34 bis 43 gegenübergestellt. Im Vergleich der beiden Meßreihen ist zu konstatieren, daß bei der Benutzung von Haftmitteln eine Verbesserung der Haftintensität zu erreichen war. Besonders in den prägnanten Fällen, bei denen das Eigengewicht ausreichte, um beim Mundöffnen die Prothese vom Gaumen abzulösen, waren die Halteverbesserungen frappierend.

Weiterhin ist aus der tabellarischen Übersicht die unterschiedliche Stabilisierung des Zahnersatzes bei den einzelnen Patienten herauszulesen.

Einschlägige Untersuchungen ergaben eine gewisse Abhängigkeit der Haftintensität von den nachfolgend aufgeführten Realitäten.

Unterschiedliche Topografie des Prothesenlagers in Form, Größe und Schleimhautbedeckung führten ebenso wie technische Ursachen der verminderten Prothesenfunktion zu differenten Meßergebnissen. Desgleichen hatte die Menge, die Viskosität, die Speichelbenetzung, sowie das Flüssigkeitsaufnahmevermögen in Verbindung mit der Quelldauer und dem Quellungsgrad des Haftmittels, auf das Re-

sultat einen bestimmenden Einfluß.

Die Kaudruck- und Muskeldynamik spielten, ebenso wie das Eigengewicht und wie die Okklusionsverhältnisse, bei der Bestimmung der Haltekraft eine entscheidende Rolle. Last not least kam der unterschiedlichen Konsistenz der Präparate bei der Entstehung der ungleichen Meßwerte eine ausschlaggebende Bedeutung zu.

Resümierend war festzustellen, daß die überprüften Haftcremes gegenüber den Haftpulvern günstigere Werte ergaben. Aus dem Tabellenvergleich Nr. 34 bis 38 zu Nr. 39 bis 43 ist diese Tatsache eindeutig ersichtlich.

4.5. Kontrolle der intraoralen Wirkungsdauer der Adhäsionsmittel.

Von der Prüfung der Haftintensität ist die Feststellung der intraoralen Wirkungsdauer nicht auszuschließen. Um einen Gesamtüberblick zu erhalten, wurden deshalb die einzelnen Präparate auch während der Tagesfunktion in mehreren Versuchsreihen getestet.

Da dabei die Prothesen den normalen Belastungen ausgesetzt waren, ergaben sich wirklichkeitsgetreue Ergebnisse. Der Verlauf dieser Kontrollen war unter den häuslichen Bedingungen natürlich weitgehend von der Mitarbeitbereitschaft der Patienten abhängig. Um die Registrierung so einfach wie nur möglich zu gestalten, bekamen die Patienten zwei detaillierte Fragebogen ausgehändigt, (Abb. 15 und 16) in denen sie die zutreffenden Rubriken durch Ankreuzen für die spätere Auswertung fixieren konnten. Zu-

sätzlich erhielten die Probanden 5 verschiedene, abgewogene und mit Buchstaben (A - E) und (a - e) gekennzeichnete Haftmittelpreparate.

Die Menge der abgegebenen Adhäsionsmittel betrug bei Haftpulver (A - E) jeweils 300 mg und bei Haftcremes (a - e) 1 g.

In den Fragebogen waren neben den subjektiven Eindrücken, wie Geschmacks- und Geruchsempfindungen, auch die Intensitätsdauer und die Rückstandsmenge des Haftmittels an dem Gaumen, bzw. an der Prothesenbasis, anzugeben.

Wie schon aus den vorhergehenden Versuchsreihen ersichtlich war, zeigte auch diese Testreihe unterschiedliche Wirkungsdauer innerhalb der einzelnen Präparate und Patientengruppen.

Diese Unterschiede waren auf die gleichen, schon beschriebenen Faktoren und zusätzlich auf die unterschiedlichen Ess- und Trinkgewohnheiten der am Versuch teilnehmenden Patienten zurückzuführen. Die Auswertung der von den Patienten ausgefüllten Fragebogen ergab daher eine unterschiedliche Beurteilung der Haftpräparate.

Bei der Überprüfung der Haftdauer stellten wir generell fest, daß Haftcremes - außer Präparat e - eine längere Wirkungsdauer zeigten als die Pulverpräparate. (Tabellenvergleich Nr. 44 mit Nr. 45). Bei der Kontrolle auf Geschmacks- und Geruchsbelastigung hob sich im negativen Sinne Präparat e deutlich aus dem Niveau heraus. Alle Patienten beanstandeten den Geruch und den Geschmack dieser Haftcreme. Sie empfanden ihn widerlich und unangenehm säuerlich. Bei allen übrigen Präparaten wurden keine subjektiven Sinnesbelastigungen ange-

ben.

Allen Haftmitteln war die große Affinität zur Mundschleimhaut gemeinsam. Auch bei völligem Nachlassen der Haftwirkung erforderte es viel Zeit und Geschick, um die am Kiefer haftenden Restbestände zu entfernen. Hierbei stellte sich heraus, daß die Beseitigung der Haftcreme größere Schwierigkeiten als die des Haftpulvers bereitete. Besonders die Haftcreme c war schwer zu eliminieren.

In einer weiteren Versuchsreihe wollte ich feststellen, ob durch die Erhöhung der Haftmittelmengen auch die Wirkungsdauer des Präparates erhöht werden konnte.

Die Probanden bekamen wieder von uns die gleichen Fragebogen und dazu die abgewogenen und mit Buchstaben gekennzeichneten Präparate. Es handelte sich jeweils um das gleiche Präparat, das nur in unterschiedlichen Mengen verabreicht wurde.

So bedeutete der Buchstabe A = 300 mg, B = 400 mg, C = 500 mg Haftmittelmenge des gleichen Präparates. Die Auswertung der Patientenangaben ergab, daß eine Vergrößerung der Haftmittelmenge nicht mit einer Verlangsamung der Wirkungsdauer gekoppelt war.

Zur Erklärung der anstehenden Probleme zitiere ich GASSER (5): " Durch die unvermeidlichen Bewegungen der Prothese während des Sprechens und Kauens wird die Haftmittelschicht verdrängt. Infolgedessen schmecken manche Patienten den klebrigen, schmierigen Stoff. Sie empfinden dies als störend, unästhetisch, ja ekelerregend. Bei empfindlichen Patienten kann der Ekel durch optische Eindrücke noch verstärkt werden."

Diese Erfahrungen decken sich lückenlos mit dem Ergebnissen meiner Versuchsreihen.

Ein Teil der Probanden fühlte sich durch die Haftmittel so stark belästigt, daß sie eine weitere Teilnahme an den Versuchen ablehnten.

Größere Haftmittelmengen empfanden die Patienten als störend, da durch den Kaudruck die überschüssige Menge in die Mundhöhle gepreßt wurde, wo sie dank des guten Haftungsvermögens Entfernungsversuchen der Zungen- oder Wangenmuskulatur erfolgreich Widerstand leisteten. Diese Reinigungsbewegungen führten zu Parafunktionen, die sich auf den Sitz der Prothese oft nachteilig auswirkten. Sogar die kommunikativ eingestellten Patienten unterbrachen die Versuchsanordnung, so daß ich diese Versuchsreihe vorzeitig abbrechen mußte.

Nach dem pseudo-positiven Resümee der Halteverbesserung von funktionsuntüchtigen Prothesen durch chemisch-physikalische Hafthilfen erhob sich die Frage, ob die Saugfähigkeit gutsitzen-der Prothesen durch die Benutzung von Pulver oder Salbe weiter verbesserungsfähig ist. Aus diesem Grunde wurde jedem Patienten nach Abschluß der Versuchsreihen eine totale Oberkieferkunststoffprothese nach dem bei uns üblichen Verfahren angefertigt.

Nach intensiver Überprüfung auf uneingeschränkte Funktionstüchtigkeit und nach einer angemessenen Eingewöhnungszeit startete ich eine neue Versuchsreihe. Die Testbedingungen waren die gleichen wie

bisher.

Primär überprüfte ich bei den Patienten die Haftfähigkeit der Prothese ohne Haftmittel. Bei diesen Versuchen zeigte es sich, daß durch die gute Paßgenauigkeit weitaus größere Belastungskräfte nötig waren, um die Prothese zum Abriß zu bringen (Tabelle Nr. 46).

Diese Versuche wurden bei fünf Probanden durchgeführt. Die durch das dauernde Ansaugen und Abreißen der Prothese aufgetretenen Veränderungen an der Gaumenschleimhaut, wie Schwellungen und petechienartige Blutungen, waren so gravierend, daß ich auf die weitere Durchführung der Versuche in dieser Testreihe verzichtete.

Im Hinblick auf die Vorversuche sollte anschließend geklärt werden, ob bei gut sitzenden Prothesen durch zusätzliche Haftmittel eine Erhöhung der Haftintensität zu erreichen sei.

Die Ergebnisse zeigten, daß die Haftintensität in keinem Fall verbessert werden konnte. Bei einigen Patienten wurde der Sitz der Prothese durch die Haftmittel sogar verschlechtert.

Mit gutem Gewissen konnte ich die Versuchsreihe abbrechen, da meine bis dahin erlangten Ergebnisse mit denen von STAFFORD und RUSSEL nahezu identisch waren.

5. DISKUSSION DER ERGEBNISSE UND ZUSAMMENFASSUNG

Nach Durchführung der Untersuchungen an Modellen und an Patienten konnten die eingangs gestellten Fragen über die benötigte Menge, Platzierung, orale Wirkungsdauer, Verbesserung der Halteintensität bei gut- und schlechtsitzenden Prothesen, sowie über die Indikation und Kontraindikation von Haftpulver und Haftcremes weitgehend beantwortet werden.

Die dem klinischen Untersuchungsabschnitt vorangestellten Modellversuche ergaben wichtige Hinweise für die späteren Patientenuntersuchungen. Im Modell konnten wir einwandfrei die Haftmittelmenge feststellen, die, wie sich auch bei den Patientenversuchen zeigte, das optimalste Ergebnis erbrachte.

Ebenso konnten wir die im Modellversuch gefundenen Auftragsbezirke ohne weiteres auf den Patienten projizieren. Es zeigte sich, daß eine gleichmäßige Verteilung des Haftmittels über die gesamte Prothesenfläche unter Aussparung der Ventilränder die bestmögliche Haftung ergab.

Bei den Vergleichsversuchen zwischen physiologischer Kochsalzlösung und synthetischem Speichel als Quellungsmittel zeigte sich eindeutig die Überlegenheit des synthetischen Speichels, da die Modellbedingungen eine bessere Anpassung an die Mundverhältnisse erfuhren. Die Haftintensität verdoppelte sich. Aus den bisherigen Ausführungen ist zu entnehmen, daß sowohl die Haftmittelmengen als auch die Applikationsstellen des Modellversuches auf die Patientenmessungen übertragen werden

konnten. Hierbei zeigte es sich, daß 300 mg Haftpulver oder 1 g Haftcreme gleichmäßig auf die gesamte Prothesenfläche verteilt, die besten Haftergebnisse erbrachten. Abweichungen von diesen Mengen, sowohl nach unten als auch nach oben, ergaben ein nichtzufriedenstellendes Ergebnis. Bei zu geringer Haftmittelmengen war eine Verringerung der Haftintensität zu erkennen. Bei Haftmittelüberschuß kam es zu Artikulationsstörungen und Parafunktionen.

Die Meßergebnisse der Abreißversuche, die wir im Munde unter einem Winkel von 90^0 durchgeführt hatten, ließen deutliche Qualitätsunterschiede der untersuchten Haftmittel erkennen. Bei unseren Versuchen haben sich die Haftpulver B, D und E und die Haftcremes b, c und d als besonders wirksam erwiesen.

Die Wirkung dieser Präparate wurde bei schlecht- und gutsitzenden Prothesen getestet. Im ersten Fall zeigte sich eine wesentliche Steigerung der Prothesenhaftung.

In keinem Falle konnte jedoch durch Anwendung von Adhäsionsmitteln der Wirkungsgrad einer lege artis eingegliederten Oberkieferprothese erreicht werden. Die Benutzung von Haftmitteln bei gutpassenden und vollfunktionsfähigen Prothesen war eher mit einer Verschlechterung als mit einer Verbesserung verbunden.

Es zeigte sich im Laufe der Patientenversuche, daß eine größere Anzahl der Probanden nur widerwillig die Haftmittel benutzten und sogar zum Teil wegen dieser Abneigung nicht mehr an den Versuchen teilnahmen.

Eine der Patientinnen trat vom Versuch zurück, weil sie die Haftpulver zu rauh empfand. Die durchgeführten Versuche ergaben weiterhin, daß die Adhäsionsmittel eine unterschiedliche Wirkungszeit haben, die zwischen 2 1/2 und 13 Stunden liegt. Diese ist abhängig von den Essgewohnheiten der Kiefertopografie und dem Quellungsgrad.

Zur Frage der Indikation muß unmißverständlich gefordert werden, daß bei normalen Verhältnissen die Verwendung von Haftpulver und Haftcreme auf Immediat- oder Interimsprothesen beschränkt bleibt. Bei diesen Prothesenarten kann durch Haftmittel der Zeitpunkt für Unterfütterungen oder Neuabformungen für den Definitiversatz vorübergehend hinausgezögert werden.

Bei abnorm trockener Schleimhaut ist die Haftmittelanwendung illusorisch, da die benötigte Quellungsflüssigkeit fehlt.

In diesen pathologischen Fällen ist die alleinige Medikation mit künstlichem Speichel und einer in allen Punkten funktionsfähigen Prothese das Mittel der Wahl.

Unterstützende Aufgaben sind den Adhäsionspräparaten bei der prothetischen Versorgung durch Resektionsplatten und Obturatoren zuzusprechen. Das Ansinnen den alleinigen Halteeffekt durch Hafthilfen erreichen zu wollen, ist jedoch auch in diesem eingeschränkten Indikationsbereich unter keinen Umständen vertretbar.

Absolut kontraindiziert sind alle Präparate zur Kaschierung schlechtsitzender Prothesen, da sie unweigerlich zu irreparablen Tegumentschäden führen.

Deshalb muß von einer Dauermedikation abgeraten werden.

Sollte aber nach strengsten Indikationsstellungen in einzelnen Extremfällen keine andere Lösung möglich sein, so müssen diese Patienten unter ständiger zahnärztlicher Kontrolle bleiben.

6. LITERATURVERZEICHNIS

- Aichhorn, H. (1) Über das Haftvermögen der totalen Unterkieferprothese.
Med. Diss. München (1970)
- Braun, R. (2) Die Stellung der Prothetik in der Tätigkeit des Zahnarztes.
Zahnärztl. Mitt. 9, 443 (1970)
- Drum, W. (3) Über die Ausnutzung des atmosphärischen Luftdruckes zur Befestigung von Prothesen und verschiedene Abdichtungsverfahren.
Zahnärztl. Welt 24, 693 (1950)
- Eichentopf, W. (4) Nachprüfung der Adhäsionsgröße verschiedener bei platten-prothetischen Behandlungen verwendeter Basisflächenmaterialien.
Dtsch. zahnärztl. Wschr. 38, 525 (1935)
- Gasser, F. (5) Mittel zur Haftverbesserung von Prothesen in der Hand des Patienten.
Zahnärztl. Rdsch. 73, 193 (1964)
- Germann, P.D. (6) Denture Adhesive Study School of Dentistry
U.S.A. 8, 21 / 58
- Herrmann, H.W. (7) Hilfsmittel zur Stabilisierung bei Totalprothesen.
Zahnärztl. Rdsch. 75, 102 (1966)
- Jordt, Ch. (8) Über den Haftmechanismus zwischen Gewebe und Prothesenfläche.
Zahnärztl. Welt 14, 384 (1954)

- Jung, F. (9) Indikation und Wirkung der Prothesen-
haftpulver und -pasten.
Zahnärztl. Mitt. 51, 144 (1961)
- Jung, F. (10) Prothesenhaftpulver und -pasten.
Zahnärztl. Prax. 6, 9 (1955)
- Kuck, M. (11) Der Funktionsabdruck im Oberkiefer
Zahnärztl. Welt 6, 241 (1951)
- Mohr, H. (12) Vertikale Belastungsproben an totalen
oberen Prothesen.
Med. Diss. Köln (1946)
- Mühlhäusler, H. (13) Welche Kräfte bewirken das Festsitzen
oberer Zahnersatzstücke am zahnlosen
Kiefer?
Dtsch. Mschr. Zahnheilkunde -, 909 (1926)
- Pasqualini, U., (14) Le Polveri adesive.
Vernole B. Rev. ital. Stomat. 17, 1134 (1964)
- Pfütz, E. (15) Nachuntersuchungsergebnisse von totalen
Oberkieferprothesen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 27, 540 (1972)
- Rehberg, H.J. (16) Die prothetische Versorgung des
zahnlosen Mundes.
München 24 (1954)
- Reither, W. (17) Über die Einwirkung von Haftpulvern
auf das Prothesenlager.
Zahnärztl. Rdsch. 65, 383 (1956)
- Römpp, H. (18) Chemie Lexikon
Franck'sche Verlagshandlung Stuttgart (1966)

- Rozendaal, A.L. (19) Belastungsmessungen an totalen Prothesen.
Zahnärztl. Welt/Reform 6, 167 (1962)
- Schulze, W. (20) Über Adhäsion und Luftdruck und ihre Verwendung bei der Fixierung künstlicher Gebisse.
Dtsch. zahnärztl. Wschr. 24, 538 (1921)
- Stafford, G.D., (21) Efficiency of Denture Adhesives and Their Possible Influence on Oral Microorganisms.
Russell, C. Turner Dental School, Manchester 15, England
- Swartz, M.L., (22) A method for measuring retention of denture adherents:
Norman, R.D., An in vivo study
Phillips, R.W. J. prosth. Dent. 17, 456 (1967)
- Thiel, van H. (23) Diskussionsbeitrag zu Adhäsion und Luftdruck.
Dtsch. zahnärztl. Z. 11, 811 (1956)
- Uhlig, H. (24) Zahnersatz für Zahnlose.
Die Quintessenz, Berlin (1970)
- Wagner, J. (25) Vergleichende Untersuchungen über Prothesenhaftmittel.
Med. Diss. Mainz (1955)
- Weikart, P. (26) Werkstoffkunde für Zahnärzte.
Hanser-Verlag München (1966)
- Wiehl, H.G. (27) Vergleichende Untersuchungen über Prothesenhaftmittel.
Med. Diss. Mainz (1971)

- Wild, W. (28) Der Halt der oberen totalen Prothese.
Z. Stomat. 35, 211 (1937)

Herrn Prof. Dr. E. Pfütz möchte ich für die
Überlassung des Themas sowie die Beratung in allen
auftretenden Fragen und für die verständnisvolle
Hilfe meinen verbindlichsten Dank aussprechen.

Bei Herrn M. Preiß möchte ich mich für die
Herstellung des Prüfgerätes, bei Frau M. Givan-
für die Anfertigung der Fotos bedanken.

LEBENS LAUF

Am 18.2.1930 wurde ich als zweiter Sohn des kaufmännischen Direktor aller türkischen Waffenfabriken Şevki Alküt und dessen Ehefrau Nazire in Ankara geboren.

Von 1938-1950 besuchte ich die Volks-Mittelschule und Gymnasium in Ankara.

Nach Ableistung meines Wehrdienstes studierte ich in den Jahren 1952-1954 Jura an der Universität Ankara.

1955 begann ich mit dem Studium der Zahnheilkunde an der Philipps-Universität in Marburg. Nach bestandenen Physikum und vollendetem klinischen Studium absolvierte ich drei Fächer im Wintersemester 1963-64.

Danach erkrankte ich; während dieser Zeit war ich in meinem Heimatland. Hier setzte ich nach Genesung mein Studium fort und beendete es im Februar 1968 in Istanbul.

Am 4.Oktober 1968 wurde ich als Assistent in der Klinik für Zahn-Mund-und Kieferkrankheiten in Marburg eingestellt und blieb dort bis zum 31.3.1971.

Vom 1.4.1971 bin ich an der Justus Liebig-Universität in Gießen im Zentrum für Zahn-Mund-und Kieferheilkunde als wissenschaftlicher Assistent beschäftigt.



Abb.1. Schematische Darstellung des Oberkiefer-Typ 1
(Umzeichnung aus BÖTTGER-HÄUPL-KIRSTEN
Zahnärztliche Prothetik)



Abb.2. Schematische Darstellung des Oberkiefer-Typ 2
(Umzeichnung aus BÖTTGER-HÄUPL-KIRSTEN
Zahnärztliche Prothetik)



Abb.3. Schematische Darstellung des Oberkiefer-Typ 3
(Umzeichnung aus BÖTTGER-HÄUPL-KIRSTEN
Zahnärztliche Prothetik)

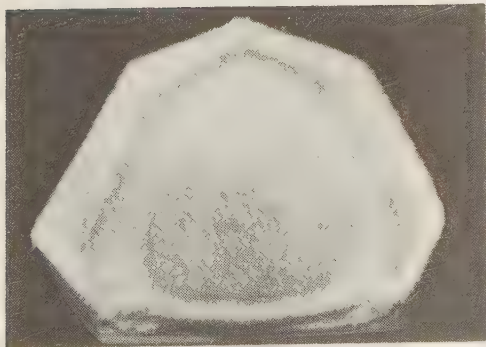


Abb.4. Prüfmodell aus Palavit M mit Wildleder
bezogen

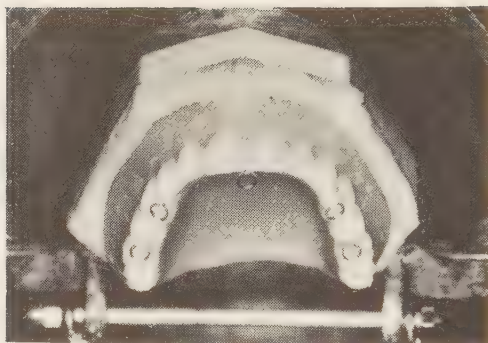


Abb.5. Kunststoffprothese mit Elektroden in Polystyrol

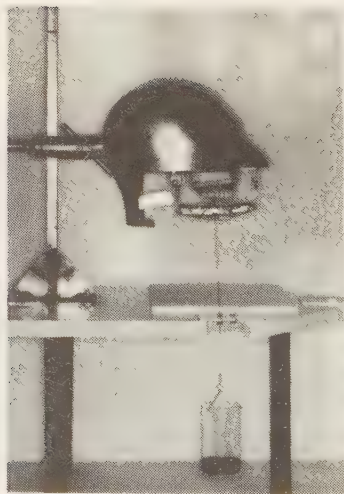


Abb.6. Aufbau der im Text beschriebenen Versuchsanordnung

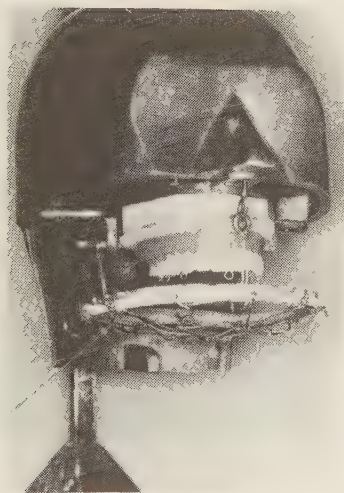


Abb.7.Versuchsmodell mit Auffangnetz



Abb.8.Waage mit Gewichtsbehälter

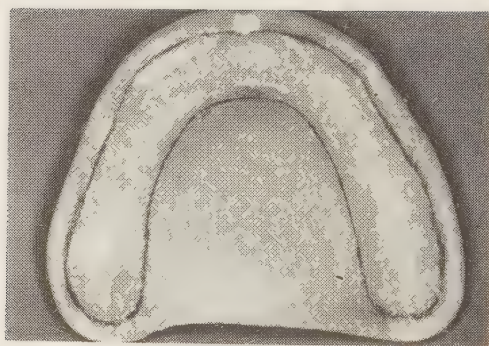


Abb.9. Plazierung des Haftmittels in der umrandeten Zone

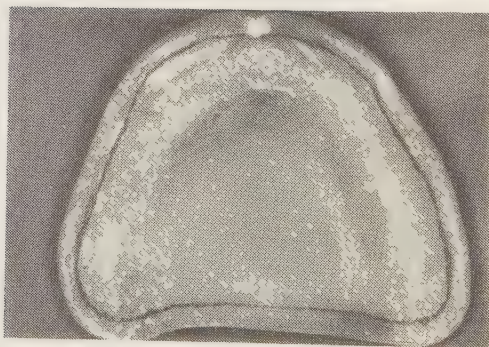


Abb.10. Plazierung des Haftmittels in der umrandeten Zone

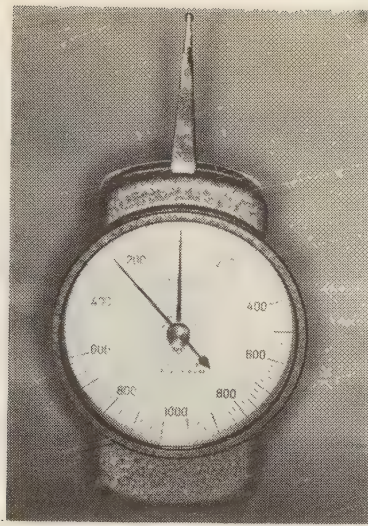


Abb.11. Federwaagen-Kontaktor mit einem
Meßbereich von 100 - 1000 g

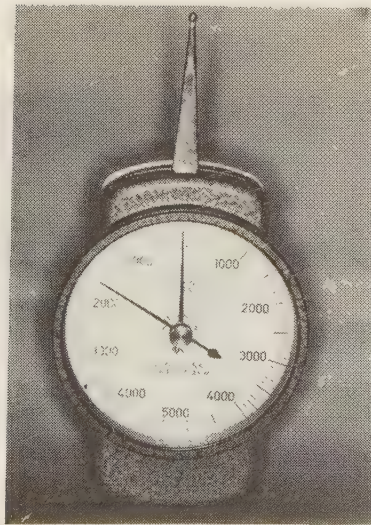


Abb.12. Federwaagen-Kontaktor mit einem
Meßbereich von 500 - 5000 g

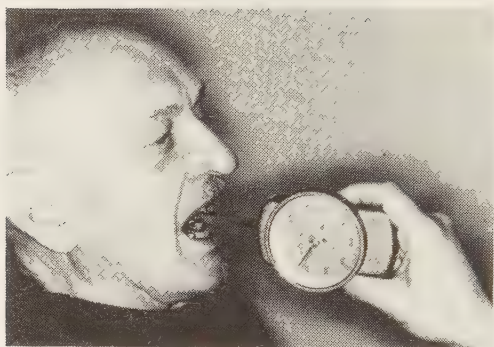


Abb.13. Anwendung des McGregor'schen beim Patienten

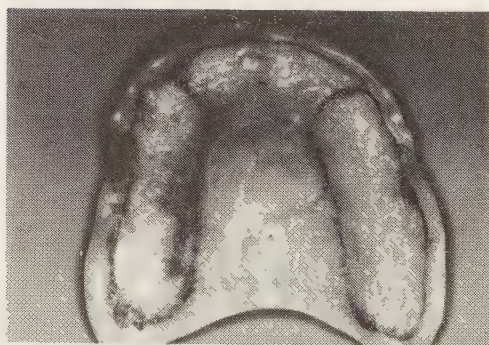


Abb.14. Einteilung der Prothesenbasis in zwei Haftmittelzonen, dazwischen die freie Zone

FRAGENBogen I

Name des Patienten:

Haftpulver

1. Prothese gründlich reinigen.

2. Haftpulver gleichmäßig dünn auf die mit Leitungswasser angefeuchtete Prothese auftragen.
Reiben Sie aber genügend vom äußeren Prothesenrand (2 mm) entfernt.

3. Etwa 20 min. vor dem Essen die Prothese einsetzen.

Haftpulver	A	B	C	D	E
Geschmack	ohne angenehm ☐ angenehm ☐ unangenehm ☐	ohne angenehm ☐ angenehm ☐ unangenehm ☐	ohne angenehm ☐ angenehm ☐ unangenehm ☐	ohne angenehm ☐ angenehm ☐ unangenehm ☐	ohne angenehm ☐ angenehm ☐ unangenehm ☐
Geruch	ohne gut ☐ schlecht ☐	ohne gut ☐ schlecht ☐	ohne gut ☐ schlecht ☐	ohne gut ☐ schlecht ☐	ohne gut ☐ schlecht ☐
Haftungsdauer	Stunden ☐	Stunden ☐	Stunden ☐	Stunden ☐	Stunden ☐
Reizung der Schleimhaut	keine geringfügig ☐ stark ☐	keine geringfügig ☐ stark ☐	keine geringfügig ☐ stark ☐	keine geringfügig ☐ stark ☐	keine geringfügig ☐ stark ☐
Rückstände am Gaumen	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐
Rückstände an der Prothese	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐

Abb. 15. Fragebogen I

FRAGENBogen II

Name des Patienten:

Haftcreme

1. Prothese gründlich reinigen

2. Sorbfüllte die Prothese trocknen

3. Haftcreme gleichmäßig auf die ganze Prothesenbasis auftragen;

bleiben Sie aber genügend vom äußeren Prothesenrand (2mm) entfernt.

4. Etwa 20 min. vor dem Essen die Prothese einsetzen

Haftcreme	a	b	c	d	e
Geschmack	ohne angenehm ☐ angenehm ☐ unangenehm ☐	ohne angenehm ☐ angenehm ☐ unangenehm ☐	ohne angenehm ☐ angenehm ☐ unangenehm ☐	ohne angenehm ☐ angenehm ☐ unangenehm ☐	ohne angenehm ☐ angenehm ☐ unangenehm ☐
Geruch	ohne gut ☐ schlecht ☐	ohne gut ☐ schlecht ☐	ohne gut ☐ schlecht ☐	ohne gut ☐ schlecht ☐	ohne gut ☐ schlecht ☐
Haftungsdauer	Stunden ☐	Stunden ☐	Stunden ☐	Stunden ☐	Stunden ☐
Reizung der Schleimhaut	keine geringfügig ☐ stark ☐	keine geringfügig ☐ stark ☐	keine geringfügig ☐ stark ☐	keine geringfügig ☐ stark ☐	keine geringfügig ☐ stark ☐
Rückstände am Gaumen	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐
Rückstände an der Prothese	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐	keine wenig ☐ viel ☐

Abb. 16. Fragebogen II

Tabelle 1

Versuchsanordnung:

Haftpulver: A-E

Menge: 300 mg

Lokalisation: Gesamt - Kieferbasis

Belastungsrichtung: 90°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5 ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Produkt	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
A	413	423	364	385	461	409
B	500	572	576	804	927	676
C	285	454	360	365	386	370
D	144	235	210	206	195	198
E	367	486	544	580	651	526

Tabelle 2

Versuchsanordnung :

Haftpulver: A-E

Menge: 300 mg

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung : 45°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Produkt	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts= Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
A	462	426	584	485	676	527
B	583	614	666	660	924	689
C	510	465	507	456	662	520
D	281	380	380	285	420	349
E	656	607	760	568	765	671

Tabelle 3

Versuchsanordnung:

Haftcreme: a-e

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5 ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Menge: 1g

Belastungsrichtung : 90°

Produkt	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts = Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
a	441	560	466	647	543	531
b	674	704	775	768	830	750
c	620	631	673	688	726	668
d	653	682	770	752	790	729
e	305	360	435	384	365	370

Tabelle 4

Versuchsanordnung:

Haftcreme: a-e

Menge: 1g

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung: 45°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Produkt	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts= Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
a	612	635	723	650	765	677
b	726	785	852	885	1000	850
c	680	709	785	765	800	748
d	717	780	846	870	947	839
e	410	342	285	347	268	330

Tabelle 5

Versuchsanordnung:

Haftpulver : A

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Menge: 100-500 mg

Belastungsrichtung : 90°

Prod.Meng. in mg	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts = Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
100	210	270	325	265	380	290
200	350	335	360	365	370	374
300	410	420	360	385	460	407
400	265	360	280	265	305	295
500	200	270	360	380	400	322

Tabelle 6

Versuchsanordnung:

Haftpulver: A

Menge: 100-500 mg

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung: 45°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in mg	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts= Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
100	350	345	480	305	440	384
200	445	410	575	405	530	473
300	460	420	580	485	675	522
400	425	440	515	440	510	466
500	460	415	420	460	550	461

Tabelle 7

Versuchsanordnung:

Haftpulver: B

Menge: 100-500 mg

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung: 90°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in mg	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts = Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
100	225	260	240	320	285	266
200	365	550	425	580	520	488
300	500	575	575	800	920	674
400	485	545	500	550	575	531
500	220	515	365	560	485	429

Tabelle 8

Versuchsanordnung:

Haftpulver : B

Menge: 100 - 500 mg

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung: 45°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in mg	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
100	355	340	440	380	500	403
200	515	580	660	560	660	595
300	580	610	660	660	920	686
400	545	510	600	620	700	595
500	540	575	560	480	560	543

Tabelle 9

Versuchsanordnung:

Haftpulver: C

Menge: 100 -500 mg

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung: 90°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in mg	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts= Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
100	240	285	385	320	310	308
200	250	330	275	315	240	282
300	285	450	360	365	385	369
400	230	320	265	245	285	265
500	100	180	215	150	180	165

Tabelle 10

Versuchsanordnung:

Haftpulver : C Menge: 100 -500 mg
 Lokalisation : Gesamte-Kieferbasis Belastungsrichtung : 45°
 Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm
 Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in mg	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts= Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
100	405	440	465	420	570	460
200	420	460	450	380	580	458
300	510	465	505	450	660	518
400	430	440	460	415	510	451
500	350	350	415	440	445	400

Tabelle 11

Versuchsanordnung:

Haftpulver: D

Menge: 100-500 mg

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung: 90°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in mg	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts = Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
100	200	320	345	300	395	312
200	180	245	360	280	330	279
300	140	235	210	205	195	197
400	140	150	170	130	120	142
500	80	95	60	80	95	82

Tabelle 12

Versuchsanordnung:

Haftpulver: D

Menge: 100 -500 mg

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung: 45°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in mg	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts = Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
100	435	450	580	455	545	493
200	480	510	610	500	595	539
300	280	380	380	285	420	349
400	175	180	260	185	260	212
500	145	100	120	120	175	132

Tabelle 13

Versuchsanordnung:

Haftpulver: E

Menge: 100-500 mg

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung: 90°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in mg	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts= Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
100	315	380	450	520	615	456
200	340	450	530	560	645	505
300	365	480	540	580	650	523
400	250	370	405	440	435	380
500	250	320	405	415	400	358

Tabelle 14

Versuchsanordnung:

Haftpulver: E

Menge: 100 - 500 mg

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung : 45°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in mg	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts = Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
100	650	540	670	540	510	582
200	630	650	740	480	735	647
300	650	600	760	560	765	667
400	580	570	685	450	620	581
500	570	560	570	415	590	541

Tabelle 15

Versuchsanordnung:

Haftcreme : a

Menge: 0,5-2,5 g

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung : 90°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5 ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in g	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts= Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
0,5	285	360	405	395	410	371
1,0	440	560	460	640	540	528
1,5	550	700	720	820	710	700
2,0	310	440	580	410	575	461
2,5	400	570	585	405	580	580

Tabelle 16

Versuchsanordnung:

Haftcreme : a

Menge: 0,5-2,5 g

Lokalisation : Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung : 45°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in g	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts= Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
0,5	445	460	500	495	460	472
1,0	610	635	720	650	765	676
1,5	805	660	780	705	935	777
2,0	515	600	540	500	550	541
2,5	500	625	745	540	630	608

Tabelle 17

Versuchsanordnung:

Haftcreme: b

Menge: 0,5-2,5 g

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung: 90°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in g	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts= Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
0,5	365	420	620	620	605	526
1,0	670	700	775	760	830	747
1,5	700	780	745	880	840	789
2,0	445	480	560	500	520	501
2,5	440	520	640	595	600	559

Tabelle 18

Versuchsanordnung:

Haftcreme: b

Menge: 0,5 - 2,5 g

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung: 45°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in g	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts= Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
0,5	625	690	695	660	780	690
1,0	720	785	850	885	1000	848
1,5	650	830	860	805	810	791
2,0	520	660	780	640	785	677
2,5	600	645	770	775	800	718

Tabelle 19

Versuchsanordnung:

Haftcreme : C Menge: 0,5 – 2,5 g
 Lokalisation : Gesamte-Kieferbasis Belastungsrichtung : 90°
 Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm
 Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in g	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts= Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
0,5	380	435	560	430	395	440
1,0	620	630	670	680	720	664
1,5	440	450	560	480	475	481
2,0	365	420	550	540	600	495
2,5	295	340	365	330	350	336

Tabelle 20

Versuchsanordnung:

Haftcreme: C

Menge: 0,5 - 2,5 g

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung: 45°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5 ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in g	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts= Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
0,5	570	480	600	580	595	565
1,0	680	700	785	765	800	746
1,5	460	510	725	615	730	608
2,0	400	540	625	620	670	571
2,5	390	445	525	575	510	489

Tabelle 21

Versuchsanordnung:

Haftcreme : d

Menge: 0,5-2,5 g

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung : 90°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in g	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts = Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
0,5	360	415	590	610	620	519
1,0	650	685	770	750	790	729
1,5	700	770	760	825	820	775
2,0	450	520	570	510	530	516
2,5	435	490	605	570	590	538

Tabelle 22

Versuchsanordnung :

Haftcreme : d

Menge: 0,5-2,5 g

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung : 45°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in g	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts = Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
0,5	620	670	695	650	765	680
1,0	705	780	840	870	940	827
1,5	645	760	840	805	790	768
2,0	580	650	760	640	780	682
2,5	560	630	740	665	790	677

Tabelle 23

Versuchsanordnung:

Haftcreme : e

Menge: 0,5-2,5 g

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung : 90°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in g	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts = Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
0,5	115	230	280	260	245	226
1,0	305	360	435	380	365	389
1,5	345	400	415	560	625	469
2,0	285	410	405	360	320	356
2,5	410	560	425	380	305	416

Tabelle 24

Versuchsanordnung:

Haftcreme : e

Menge: 0,5-2,5 g

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Belastungsrichtung : 45°

Lösungsmittel: Synthetischer Speichel 2,5ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Prod.Menge in g	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts= Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
0,5	400	400	555	315	560	446
1,0	410	340	285	340	265	328
1,5	460	455	625	565	510	527
2,0	450	360	480	430	450	434
2,5	295	325	370	400	475	373

Tabelle 25

Versuchsanordnung:

Haftpulver: A-E

Lokalisation: Kieferkamm

Menge: 300 mg
Belastungsrichtung: 90°

Lösungsmittel: Physiol. Kochsalzlös. 2,5 ccm

Quelldauer: $t = 20 \text{ Min.}$

Produkt	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
A	141	163	149	187	219	172
B	234	278	346	251	311	284
C	167	203	168	271	169	196
D	120	183	205	178	218	181
E	158	197	238	281	230	221

Tabelle 26

Versuchsanordnung:

Haftpulver: A-E

Lokalisation: Kieferkamm

Lösungsmittel: Physiol. Kochsalzlös. 2,5 ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Menge: 300 mg

Belastungsrichtung: 45°

Produkt	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
A	278	273	305	202	291	270
B	439	477	511	496	450	455
C	212	221	298	201	309	228
D	219	288	355	281	378	304
E	339	377	440	312	500	394

Tabelle 27

Versuchsanordnung:

Haftpulver: A-E

Lokalisation: Gesamte-Kieferbasis

Menge: 300 mg
Belastungsrichtung: 90°

Lösungsmittel: Physiol. Kochsalzlös 2,5 ccm

Quelldauer: $t = 20 \text{ Min.}$

Produkt	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
A	188	291	302	305	263	270
B	267	496	565	403	427	432
C	289	280	278	267	264	276
D	225	276	310	289	224	267
E	322	364	386	305	316	335

Tabelle 28

Versuchsanordnung:

Haftpulver: A-E

Lokalisation: Gesamte - Kieferbasis

Lösungsmittel: Physiol. Kochsalzlös. 2,5 cm

Quelldauer: $t = 20 \text{ Min.}$

Menge: 300 mg

Belastungsrichtung: 45°

Produkt	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
A	312	321	387	234	368	326
B	496	458	539	587	596	535
C	358	322	380	293	417	354
D	480	507	682	523	617	562
E	358	373	445	320	462	392

Tabelle 29

Versuchsanordnung:

Haftcreme: a-e

Lokalisation: Kieferkamm

Lösungsmittel: Physiol. Kochsalzlös. 2,5 ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Menge: 1g

Belastungsrichtung: 90°

Produkt	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
a	221	406	412	435	385	372
b	400	596	599	641	630	573
c	243	364	402	357	325	338
d	392	523	447	424	431	443
e	212	378	283	217	239	266

Tabelle 30

Versuchsordnung:

Haftcreme: a-e

Lokalisation: Kieferkamm

Menge: 1 g

Belastungsrichtung: 45°

Lösungsmittel: Physiol. Kochsalzlös. 2,5 ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Produkt	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
a	270	433	456	467	482	422
b	544	592	658	551	678	605
c	378	352	505	418	365	404
d	550	556	582	664	649	580
e	375	366	460	364	381	389

Tabelle 31

Versuchsanordnung:

Haftcreme: a-e

Menge: 1g

Lokalisation: Gesamte- Kieferbasis

Belastungsrichtung: 90°

Lösungsmittel: Physiol. Kochsalzlös. 2,5 ccm

Quelldauer: t = 20 Min.

Produkt	Messwerte in (g) an den Messösen				Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26
a	407	496	501	545	474
b	723	896	758	867	640
c	436	403	502	460	551
d	522	541	612	473	525
e	263	397	337	323	359
					485
					770
					470
					535
					376

Tabelle 32

Versuchsanordnung:

Haftcreme: a-e Menge: 1g
 Lokalisation: Gesamte- Kieferbasis Belastungsrichtung: 45°
 Lösungsmittel: Physiol. Kochsalzlös. 2,5 ccm
 Quelldauer: t = 20 Min.

Produkt	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
a	512	546	637	564	716	595
b	641	570	679	518	758	633
c	420	516	572	505	611	524
d	530	657	689	530	622	614
e	418	447	465	404	476	442

Tabelle 33

Messungen der Haftintensität am Patienten
bei schlechtsitzenden Prothesen ohne
Haftmittel.

Probant	Prothesen-Größe in cm 3	Eigengewicht in g	Messwerte in g. an den Messösen				
			11-21	13-14	15-16	23-24	24-25
Fr.W.A.	20	12	20	57	26	54	20
Hr.W.E.	21	13	Eigengewicht				
Fr.K.E.	24	17	40	52	90	83	46
Fr.B.A.	18	15	21	36	45	39	43
Fr.J.K.	28	14	Eigengewicht				
Fr.B.E.	31	15	19	24	24	19	18
Fr.K.J.	28	12	44	42	34	36	32
Fr.G.E.	25	16	Eigengewicht				
Fr.M.N.	27	15	14	26	16	31	22
Fr.K.P.	26	13	45	31	22	33	26
Hr.R.W.	27	14	30	22	18	15	12
Hr.R.W.	23	14	Eigengewicht				
Hr.W.E.	22	15	42	50	48	46	36
Hr.Sch.H.	25	14	46	75	80	72	67
Fr.M.L.	19	12	38	36	28	25	22
Fr.P.W.	27	10	32	39	28	30	24
Fr.K.E.	27	16	Eigengewicht				
Fr.Sch.A.	19	11	39	51	72	54	96
Fr.P.W.	22	15	Eigengewicht				
Fr.K.R.	23	17	Eigengewicht				
Fr.M.K.	22	14	87	67	73	98	104

Tabelle:34 Haft-Pulver A 300mg-20Min.Quelldauer.
Messungen der Haftintensität am Patienten .

Proband	Messwerte in g.an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
Fr. R. W.	170	260	230	210	200	214
Hr. W. E.	160	190	140	130	160	156
Hr.A .W.	210	220	190	210	190	204
Hr.Sch.H.	380	340	340	300	300	332
Fr. M. L.	170	270	230	220	200	218
Fr.P.E.	230	240	210	220	190	218
Fr. K.E.	110	300	410	360	320	320
Fr.Sch.A.	140	260	220	310	260	238
Fr.K. R.	170	280	210	190	230	218
Fr. M. K.	270	340	250	210	240	262

Tabelle 35 Haft-Pulver B 300mg 20 Min. Quelldauer.
Messungen der Haftintensität am Patienten.

Proband	Messwerte in g. an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
Fr. R. W.	340	540	340	680	400	460
Hr. W. E.	260	370	220	270	200	264
Hr. A. W.	350	420	340	480	360	390
Hr. Sch. H.	360	530	380	600	510	476
Fr. M. L.	200	280	450	260	340	306
Fr. P. E.	220	310	280	460	370	328
Fr. K. E.	210	460	450	420	410	390
Fr. Sch. A.	340	380	460	480	400	412
Fr. K. R.	350	490	470	420	360	418
Fr. M. K.	340	500	460	420	260	396

Tabelle 36 Haft-Pulver C 300mg 20 Min. Quelldauer.
Messungen der Haftintensität am Patienten.

Proband	Messwerte in g. an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
Hr. R. W.	90	170	300	280	400	268
Hr. W. E.	120	200	310	250	520	300
Hr. A. W.	160	200	240	280	300	236
Hr. Sch. H.	180	360	410	360	320	326
Fr. M. L.	170	280	210	340	300	260
Fr. P. W.	100	180	290	240	480	258
Fr. K. E.	110	300	410	380	360	312
Fr. Sch. A.	160	310	280	460	380	318
Fr. K. R.	120	270	340	220	340	258
Fr. M. K.	130	210	320	380	410	290

Tabelle 37 Haft-Pulver D 300 mg 20 Min. Quelldauer.
Messungen der Haftintensität am Patienten.

Proband	Messwerte in g. an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
Hr. P. W.	480	510	680	520	610	560
Hr. W. E.	800	750	580	440	400	594
Hr. A. W.	560	580	790	630	760	664
Hr. Sch. H.	600	680	810	650	800	708
Fr. M. L.	460	540	440	550	600	518
Fr. P. W.	500	720	580	640	620	612
Fr. K. E.	450	580	460	650	540	536
Fr. Sch. A.	650	780	800	660	620	702
Fr. K. R.	540	610	750	660	700	652
Fr. M. K.	580	580	620	670	750	644

Tabelle 38 Haft-Pulver E 300 mg 20 Min. Quelldauer.
Messungen der Haftintensität am Patienten.

Proband	Messwerte in g. an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
Hr. R. W.	410	520	580	620	520	530
Hr. W. E.	360	560	710	580	440	550
Hr. A. W.	340	480	540	680	400	468
Hr. Sch. H.	480	560	620	500	550	542
Fr. M. L.	460	540	460	580	460	500
Fr. B. M.	480	570	560	360	520	498
Fr. P. W.	440	560	680	460	570	542
Fr. K. E.	560	460	580	610	510	544
Fr. Sch. A.	580	600	760	460	620	604
Fr. K. R.	530	570	600	680	590	594

Tabelle 39 Haft-Creme a, 1g 20 Min. Quelldauer.
Messungen der Haftintensität am Patienten.

Proband	Messwerte in g. an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
Fr. W.A.	360	260	380	260	270	306
Hr. W.E.	340	420	340	380	320	360
Fr. K.E.	260	280	450	260	340	318
Fr. B.A.	340	480	470	360	320	394
Fr. J. K.	370	360	460	360	380	386
Fr. B.E.	240	360	400	350	320	334
Fr. K.J.	260	280	270	210	230	250
Fr. G.E.	380	420	440	370	380	398
Fr. N.M.	360	300	410	360	340	354
Fr. K.P.	370	420	360	340	310	360

Tabelle 40 Haft-Creme b, 1g 20 Min. Quelldauer.
Messungen der Haftintensität am Patienten.

Proband	Messwerte in g. an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
Fr. W. A.	530	630	360	280	360	432
Hr. W. E.	400	440	410	400	280	386
Fr. K. E.	400	380	600	460	400	448
Fr. B. A.	460	540	440	400	380	444
Fr. J. K.	520	640	500	460	540	510
Fr. B. E.	500	600	540	530	460	526
Fr. K. J.	470	540	460	500	450	484
Fr. G. E.	540	600	590	520	480	546
Fr. N. M.	410	500	490	550	470	484
Fr. K. P.	440	420	560	500	520	488

Tabelle 41 Haft-Creme C, 1g 20 Min. Quelldauer.
Messungen der Haftintensität am Patienten.

Proband	Messwerte in g. an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
Fr. W.A.	560	620	680	540	420	564
Hr. W.E.	400	680	560	440	480	552
Fr. K.E.	440	420	710	500	520	518
Fr. B. A.	520	600	530	420	510	516
Fr. J. K.	460	500	660	540	480	528
Fr. B. E.	550	500	710	590	520	574
Fr. K. J.	460	640	690	700	610	620
Fr. G. E.	540	650	580	520	530	564
Fr. N.M.	470	530	500	560	510	514
Fr. K.P.	480	470	600	510	530	518

Tabelle 42 Haft-Creme d,1g 20Min. Quelldauer.
Messungen der Haftintensität am Patienten.

Probant	Messwerte in g. an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
Fr. W. A.	380	380	560	360	620	460
Hr. W. E.	540	750	980	670	520	692
Fr. K. E.	580	420	610	620	700	586
Fr. B. A.	530	600	440	400	460	486
Fr. J. K.	560	640	500	460	540	540
Fr. B. E.	520	600	560	610	510	580
Fr. K. J.	470	560	520	500	480	506
Fr. G. E.	400	380	500	440	490	442
Fr. N. M.	420	510	480	560	480	490
Fr. K. P.	450	430	570	510	530	498

Tabelle 43 Haft-Creme e, 1g 20 Min. Quelldauer.
Messungen der Haftintensität am Patienten.

Proband	Messwerte in g. an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
Fr. W.A.	520	600	540	410	520	518
Hr. W.E.	560	830	740	300	240	534
Fr. K.E.	500	520	720	530	360	526
Fr. B.A.	540	750	560	520	460	560
Fr. J.K.	410	550	490	550	470	494
Fr. B.E.	500	540	720	580	600	588
Fr. K. J.	460	640	690	720	630	628
Fr. G.E.	550	500	710	580	520	572
Fr. N.M.	470	580	690	520	480	548
Fr. K.P.	470	540	500	580	460	510

Tabelle 44

Auswertung der Fragebogen über die
Wirkungsdauer bei der Tagesfunktion
(Haft - Pulver 300 mg A-E)

Nr	Probant	Stunden				
		A	B	C	D	E
1	Fr. W.A.	7	8	6	8	7,5
2	Hr. W.E.	9	7	8	10	7
3	Fr. K.E.	8	9	7	5	8
4	Fr. B.A.	6	7	6	7	8
5	Fr. J.K.	5,5	4	6,5	8	7,5
6	Fr. B.E.	9	6,5	7	10	9
7	Hr. K.J.	6	7	5	8	10
8	Fr. G.E.	8	5	7	12	6
9	Fr. N.M.	8	10	6	7	10
10	Fr. K.P.	6	5	7	9	8
11	Hr. R.W.	10	10	6	6	10
12	Hr. R.W.	8	5	7	10	10
13	Hr. A.W.	9	8	7	9	8
14	Hr. Sch.H.	8	6	6	8	10
15	Fr. M.L.	8	5	7	11	9
16	Fr. B.M.	10	8	7	8	10
17	Fr. P.W.	6	5	7	12	6
18	Fr. K.E.	6,5	5	7,5	9	8,5
19	Fr. Sch.A.	6	7	5	8	10
20	Fr. K.R.	7	9	7	8	10
21	Hr. M.K.	6	7	5	10	7

Tabelle 45

Auswertung der Fragebogen über die
Wirkungsdauer bei der Tagesfunktion
(Haft- Creme 1g a-e)

Nr	Proband	Stunden				
		a	b	c	d	e
1	Fr.W.A.	8	11	10	12	4
2	Hr.W.E.	10	8	12	8	2,5
3	Fr.K.E.	6	10	5	10	4
4	Fr.B.A.	7	7	10	6	3
5	Fr.J.K.	13	12	13,5	13	7
6	Fr.B.E.	10	8	9	10	4
7	Hr.K.J.	12	8	13	6	4
8	Fr.G.E.	11	10	11	8	3
9	Fr.N.M.	8	11	10	8	5
10	Fr.K.P.	7	10	11	10	4
11	Hr.R.W.	13	12	8	12	5
12	Hr.R.W.	8	11	9	10	3,5
13	Hr.A.W.	10	8	10	12	5
14	Hr.Sch.H.	7	10	7	6	3
15	Fr.M.L.	6	10	5	10	4
16	Fr.B.M.	8	9	10	8	3
17	Fr.P.W.	12	8	10	11	4
18	Fr.K.E.	13	12	13	10	7
19	Fr.Sch.A.	8	11	10	12	5
20	Fr.K.R.	10	8	12	8	4
21	Hr.M.K.	11	8	11	10	3,5

Tabelle 46

Messungen der Haftintensität der neuangefertigten, gut -
sitzenden Prothesen ohne Haftmittel

Proband	Messwerte in (g) an den Messösen					Durchschnitts- Werte
	11-21	13-14	15-16	23-24	25-26	
Fr. B. A.	1100	2500	2200	1700	2200	1940
Hr. A. W.	2100	1700	1900	1600	2100	1880
Hr. R. W.	2100	3000	2500	2500	1900	2400
Hr. W. E.	1200	1300	1800	1350	1150	1560
Fr. K. E.	1950	2200	3200	2500	1900	2300

